

**OPTIMIZACIÓN DE LAS PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD
PARA EL LINAC TRUEBEAM DEL SERVICIO DE RADIOTERAPIA DE
LA FUNDACION VALLE DEL LILI**



ANDRES FELIPE VELASCO CARBONERO

UNIVERSIDAD DEL CAUCA

**FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA
EDUCACIÓN DEPARTAMENTO DE FÍSICA.**

INGENIERÍA FÍSICA POPAYÁN

2021

**OPTIMIZACION DE LAS PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD PARA EL LINAC
TRUEBEAM DEL SERVICIO DE RADIOTERAPIA DE LA FUNDACION VALLE DEL
LILI.**

ANDRES FELIPE VELASCO CARBONERO

Director Académico: Dr. Rubiel Vargas Cañas

Director Científico: M.Sc. Juan Carlos Paz Lozada

Trabajo de Grado para optar al título de: Ingeniero Físico

UNIVERSIDAD DEL CAUCA

FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN

DEPARTAMENTO DE FÍSICA.

INGENIERÍA FÍSICA POPAYÁN

2021

I. Agradecimientos

No solo no hubiéramos sido nada sin ustedes, sino con toda la gente que estuvo a nuestro alrededor desde el comienzo; algunos siguen hasta hoy.

¡Gracias totales!"

Gustavo Cerati

A mí Mama, Lina Odema Carbonero por siempre apoyarme en cada locura, cada sueño, cada ilusión, cada momento que hemos vivido y que estamos por vivir. A mi novia y mis hermanas Diana Isabel Peña y María del Mar, porque cada día estuvieron ahí para darme su apoyo emocional. A mis abuelos, Leonel Carbonero y Rosa Inés García gracias por siempre haber estado para mí.

A todos mis amigos, los que siempre han estado y los que ya no están. Por todos los momentos, tanto buenos como malos, que vivimos durante estos años. Recuerdos que durarán para toda la vida A mis profesores por haberme transmitido sus conocimientos sin egoísmo alguno, como decía uno de ellos: "El conocimiento es libre y es de todos". Y en especial a aquellos que ven a la educación como el futuro del país y que día a día luchan por una mejor Colombia.

A la fundación Valle del Lili por abrirme las puertas de sus instalaciones para realizar este trabajo.

II. RESUMEN

Los controles de calidad de los equipos de tratamiento de radioterapia abarcan una gran cantidad de procedimientos los cuales se realizan con el objetivo de que los pacientes en los tratamientos lleven una dosis adecuada, y lo más homogénea posible al volumen tumoral, con la finalidad de conseguir el mayor daño a las células tumorales, preservar los tejidos sanos, y así evitar la irradiación del mayor volumen posible de tejidos sanos.

Para garantizar estos objetivos es preciso aplicar un Programa de control de calidad de Calidad, que en este trabajo se encontrará a través de la comparación de algunos aspectos físicos (salida del haz de radiación, estado de las multiláminas, desviación del isocentro de radiación y la calidad de las imágenes) y dosimétricos de los aceleradores lineales con los que cuenta la Fundación Valle del Lili para garantizar un tratamiento adecuado a sus pacientes. Este documento consta de cuatro capítulos en los cuales se describe todo e procesos de aprendizaje y adaptación al servicio de radioterapia y la comprensión y ejecución de los planes del programa de control de calidad con el fin de realizar una comparación objetiva y crítica entre dos sistemas de realizar control de calidad en el acelerador lineal TrueBeam. Una vez realizado los dos métodos de control de calidad se llega a la conclusión de cual método es más viable para el servicio de radioterapia debido a la gran afluencia de pacientes y además cual brinda mejor exactitud y precisión.

Palabras claves: Linac, Imrt, Vmat, Quickcheck, MPC, Winston lutz, Maniquí isocal, EPID, Catphan, Picket Fence

Contenido

| | Pág. |
|---|------|
| 1. Introducción | 11 |
| 1.1 Objetivos | 12 |
| 1.1.1 Objetivo general..... | 12 |
| 1.1.2 Objetivos específicos | 12 |
| 1.2 Descripción de la metodología. | 13 |
| 1.3 Presentación del documento | 14 |
| 2. Institución Colaboradora: Fundación Valle del Lili..... | 16 |
| 2.1 Reseña Histórica | 16 |
| 2.2 ¿Cómo fueron los inicios de la Institución? | 17 |
| 2.3 Información general..... | 18 |
| 3. Marco de Referencia | 22 |
| 3.1 Marco Teórico | 22 |
| 3.2 Marco conceptual..... | 22 |
| 3.2.1. Radiación..... | 22 |
| 3.2.2. Radiación no ionizante | 23 |
| 3.2.3. Radiación ionizante..... | 23 |
| 3.2.4. Producción de Rayos X..... | 23 |
| 3.2.5. Interacción de la radiación ionizante con la materia..... | 24 |
| 3.2.6. Interacción de la radiación indirectamente ionizante con la materia (..... | 24 |
| 3.2.7. Efecto Fotoeléctrico | 24 |

| | |
|--|----|
| 3.2.10. Efecto Compton | 25 |
| 3.2.11. Producción de pares | 26 |
| 3.2.12 Radioterapia..... | 28 |
| 3.2.13 Radioterapia Externa..... | 29 |
| 3.2.14 Acelerador Lineal (Linac) | 29 |
| 3.2.15 Magnitudes y unidades radiológicas: | 31 |
| 3.3 Marco técnico | 36 |
| 3.3.1 Acelerador lineal TrueBeam de Varian: | 36 |
| 4. Metodología | 43 |
| 5. Resultados y discusión | 59 |
| 5.1 Comparación de Quickcheck (PTW) vs MPC (Varian)..... | 60 |
| 5.2 Comparación del Picket Fence vs MPC (Varian)..... | 67 |
| 5.3 Winston Lutz vs. MPC (Varian)..... | 73 |
| 5.4 Catphan con el MPC (Varian). | 76 |
| 6. Conclusiones | 78 |
| 7. Recomendaciones..... | 80 |
| Bibliografía | 81 |

Lista de Tablas

Pág.

| | |
|--|----|
| Tabla 3.1. QF en los distintos tipos de radiación. (*) Energía mayor de 30 KeV | 34 |
| Tabla 5.1. Dosis en el eje central con energía de 6 MeV (Quickcheck) | 60 |
| Tabla 5. 2. Haz de salida energía de 6Mev MPC (Machine Performance check) | 63 |
| Tabla 5.3. Picket Fence..... | 68 |
| Tabla 5.4. MPC (Machine Perfomance Check)..... | 71 |
| Tabla 5.5. Winston Lutz Test..... | 74 |
| Tabla 5.6. Prueba de isocentro (MPC)..... | 75 |

Lista de Figuras

| | Pág. |
|---|------|
| Figura 1. 1. Flujo de Trabajo o Care Path del Servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili. El recuadro verde es el proceso de Control de calidad..... | 14 |
| Figura 2.1. Organigrama de cómo está conformado la fundación valle del Lili. (En verde se encuentra el servicio donde se realizó el trabajo de grado) | 17 |
| Figura 2.2. Logo de la Fundación Valle del Lili | 18 |
| Figura 2.3. Cruz que representa los cuatro pilares de la institución. | 18 |
| Figura 3.1. Representación esquemática del Efecto Fotoeléctrico | 24 |
| Figura 3.2. Representación esquemática del Efecto Compton | 26 |
| Figura 3.3. Representación esquemática de la Producción de Pares | 27 |
| Figura 3.4. Tipos de interacción de la Radiación indirectamente Ionizante. Energía Vs número atómico Z | 28 |
| Figura 3.5. Diseño general de un LINAC | 30 |
| Figura 3.6. Caracterización geométrica de un LINAC | 30 |
| Figura 3.7. Acelerador lineal TrueBeam de Varian..... | 36 |
| Figura 3.8 Maniquí isocal | 38 |
| Figura 3.9. Quickcheck..... | 38 |
| Figura 3. 10. Winston Lutz | 39 |
| Figura 3. 11. Catphan | 40 |
| Figura 3. 12. DoseLab | 41 |
| Figura 3.13. a-Si EPID | 42 |
| Figura 4. 1. Página principal del sistema de planeación eclipse dividido en diferentes ventanas | 45 |
| Figura 4. 2. Sistema de planificación eclipse | 46 |

| | |
|--|----|
| Figura 4.3. Compresión del sistema EPID..... | 48 |
| Figura 4. 4. Agenda del sistema de planeación para tratamiento de los pacientes en el acelerador lineal.. | 49 |
| Figura 4. 5. Creado los campos de tratamientos de la prueba de Picket Fence en el eclipse | 50 |
| Figura 4. 6. Uno de los campos de tratamiento la prueba del Picket Fence en el eclipse | 50 |
| Figura 4. 7. Sistema de planeación con los campos de tratamientos creados en el sistema de planeación. | 51 |
| Figura 4.8. Creación del plan de Picket Fencen en el sistema de planeación | 51 |
| Figura 4.9. Hoja de resultados del MPC (machine performance check)..... | 53 |
| Figura 4.10. Resultados en el DoseLab del Winston Lutz | 54 |
| Figura 4.11. Imagen del picket Fencen en el single image análisis del DoseLab..... | 55 |
| Figura 4. 12. Resultado de análisis de picket fence en el DoseLab | 55 |
| Figura 4. 13. Interfaz de manejo del Quickcheck..... | 56 |
| Figura 4.14. Interfaz de resutado del quickcheck | 56 |
| Figura 4.15. Agendamiento del paciente creado en eclipse | 57 |
| Figura 4. 16. Posicionamiento del catphan. | 57 |
| Figura 4. 17. Análisis del catphan en el DoseLab | 58 |
| Figura 5. 1. Dosis en el eje central con energía de 6 MV (Quickcheck)..... | 61 |
| Figura 5.2. Dosis en el eje central con energía de 6 FFF (Quickcheck) | 61 |
| Figura 5.3. Dosis en el eje central con energía de 10 MV (Quickcheck)..... | 62 |
| Figura 5.4. Dosis en el eje central con energía de 10 FFF (Quickcheck) | 62 |
| Figura 5.5. Haz de salida energía de 6Mev MPC (Machine Performance check) | 63 |
| Figura 5.6. Haz de salida energía de 6FFF MPC (Machine Performance check) | 64 |
| Figura 5.7. Haz de salida energía de 10 MeV MPC (Machine Performance check) | 65 |
| Figura 5.8. Haz de salida energía de 10FFF MPC (Machine Performance check)..... | 65 |
| Figura 5. 9 Ilustración del método propuesto para determinar la posición central de las hojas del colimador mediante el MPC..... | 68 |
| Figura 5.10. Picket Fence | 70 |

| | |
|--|----|
| Figura 5.11. MPC (Machine Performance Check) | 72 |
| Figura 5.12. Winston Lutz Test..... | 74 |
| Figura 5.13 Prueba de isocentro (MPC) | 75 |

1. INTRODUCCION

La física posee diversas áreas de aplicación, entre ellas se encuentra la física médica, este campo de aplicación incluye diversas sub-áreas como lo son: control de calidad de equipos emisores de radiación, evaluación y asesoría de aplicación de radio-diagnóstico de pacientes en Radioterapia. Los controles de calidad de los equipos de radiación están diseñados para medir la confiabilidad del equipo y así reducir los riesgos de que pueda llegar a ocurrir un accidente durante el tratamiento del paciente además de garantizar una protección radiológica tanto al paciente como al personal que trabaja con radiación ionizante.

La física médica proporciona los fundamentos físicos a múltiples técnicas terapéuticas y la base científica para la comprensión puesta en marcha y desarrollo de las tecnologías que están revolucionando el diagnóstico médico, y establece los criterios para la correcta utilización de los agentes físicos empleados en medicina. En radioterapia la física es pilar fundamental para la realización no solo de planes a pacientes con cáncer si no también lo que corresponde a controles de calidad de los equipos. El control de calidad en la radioterapia es el primer paso para realizar un tratamiento adecuado a los pacientes debido a que si la maquina presenta alguna dificultad lo más seguro es que el tratamiento que está recibiendo el paciente no va ser acorde con lo planeado. Debido a lo anterior, el servicio de radioterapia de la fundación Valle del Lili debe cuenta con dos métodos de control de calidad como lo son los controles de calidad convencionales (picket fence, winston lutz, quickcheck y catphan) y el control de calidad nuevo MPC (machine performance check) los cuales son los encargados de verificar la salida y constancia del haz de radiación, el estado de las láminas, la calidad de las imágenes y la desviación del isocentro con el fin de garantizar un tratamiento optimo a los pacientes en el que las dosis suministradas cumplan con los

estándares de calidad basados en la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM); es responsabilidad de los físicos médicos garantizar un programa en el cual se realicen pruebas tanto dosimétricas como mecánicas del equipo, donde se puedan ver los cambios que presentan los equipos meses a meses y de esta forma determinar si el paciente está recibiendo la dosis prescrita en cada tratamiento. Debido a lo anterior se hace necesario plantearse un interrogante. ¿Cuál de los dos métodos de comparación en este trabajo de grado ofrece una mayor fiabilidad y optimización del tiempo además de garantizar la seguridad de los pacientes en los tratamientos suministrados?

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo general

Analizar la exactitud y fiabilidad del MPC comparados con los métodos estándares de control de calidad en la Fundación Valle del Lili para de esta forma establecer un control de calidad adecuado y en menor tiempo posible para el tratamiento de los pacientes.

1.1.2 Objetivos específicos

- Realizar un protocolo de control de calidad de las pruebas de Catphan, Winston Lutz, Picket Fencen y Quickcheck para los aceleradores lineales que tiene la fundación Valle del Lili.
- Realizar controles de calidad más exhaustivos y con mayor periodicidad.
- Estandarizar los controles de calidad en el área de radioterapia en la fundación Valle del Lili

1.2 Descripción de la metodología.

Para realizar este trabajo de grado se utilizó el acelerador lineal TrueBeam de Varian Medical Systems Inc. Durante las pasantías de grado se realizaron distintas pruebas de control de calidad como las pruebas de picket fence que consiste en la verificación del estado de las multilaminas, la prueba de winston lutz que consiste en determinar la desviación del isocentro de radiación y el estado de los láseres de la sala de tratamiento, la prueba de quickcheck que es una prueba de verificación de la constancia y salida del haz de radiación y la prueba de catpham es la encargada de mediante segmentación de imágenes analizar el contraste, la resolución, la distorsión geométrica y las unidades Hounsfield de todo el sistema de imágenes del acelerador lineal cada una de las pruebas se realizaron bajo especificaciones de protocolos internacionales. La primera parte del proceso de aprendizaje consistió en documentación bibliográfica donde se estudió temas como funcionamiento del LINAC, pruebas de control de calidad y cómo pueden contribuir los controles de calidad en los tratamientos de radioterapia, luego se procede a crear los planes de cada una de las pruebas a realizar con ayuda del planeador Eclipse™, después se recolectan la mayor cantidad de datos posibles con el fin de hacer un análisis cualitativo y cuantitativo, 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 controles de calidad en el LINAC TrueBeam. El control de calidad es una parte esencial en todo el flujo de trabajo de radioterapia (Figura 1.1) el cual debe realizarse antes de empezar el tratamiento del paciente.

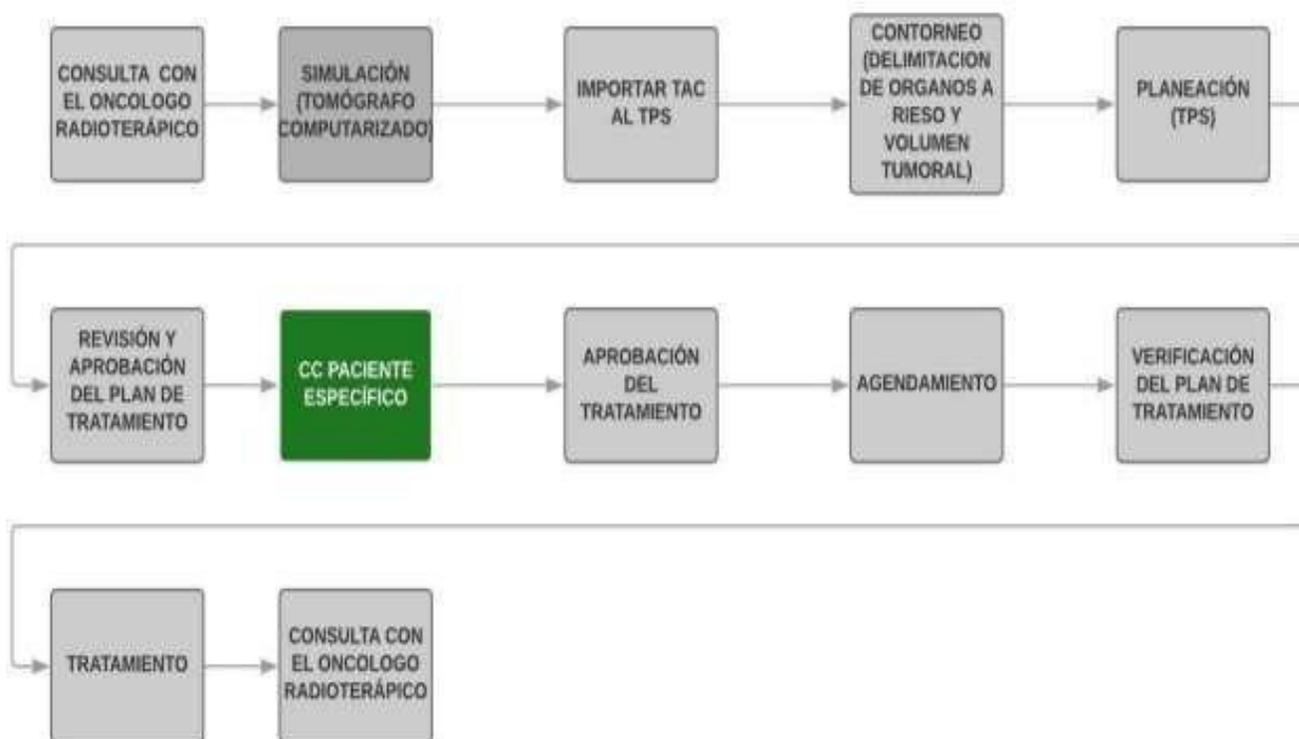


Figura 1. 1. Flujo de Trabajo o Care Path del Servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili, el recuadro verde muestra la ubicación del proceso de Control de calidad durante todo el proceso de radioterapia del paciente.

1.3 Presentación del documento

Este trabajo de grado consta de cuatro capítulos, donde se quieren abordar temas puntuales sobre los controles de calidad que se le realizan al acelerador lineal TrueBeam.

Capítulo 1: En este capítulo se encuentran temas relacionados con el servicio de radioterapia de la fundación Valle del Lili.

Capítulo 2: Se hace una descripción sobre los fundamentos físicos presentes en la radioterapia y en los equipos utilizados durante el trabajo de grado.

Capítulo 3: Se muestra de forma detallada cómo se realizaron los controles de calidad del Picket Fence, Winston Lutz, Quickcheck y Catphan además de mostrar de qué están compuestos cada uno de los maniquís que se utilizaron durante las pruebas.

Capítulo 4: En esta parte del trabajo de grado se encuentra el análisis de resultados las conclusiones y recomendaciones además se cuentan las lecciones aprendidas durante la pasantía.

2. Institución Colaboradora: Fundación Valle del Lili

2.1 Reseña Histórica

La Fundación Valle del Lili surge de la iniciativa del cardiólogo 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 Fundación Valle del Lili (FVL) cuenta con una estructura jerárquica que se puede observar en la (figura 2.1) la cual 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.

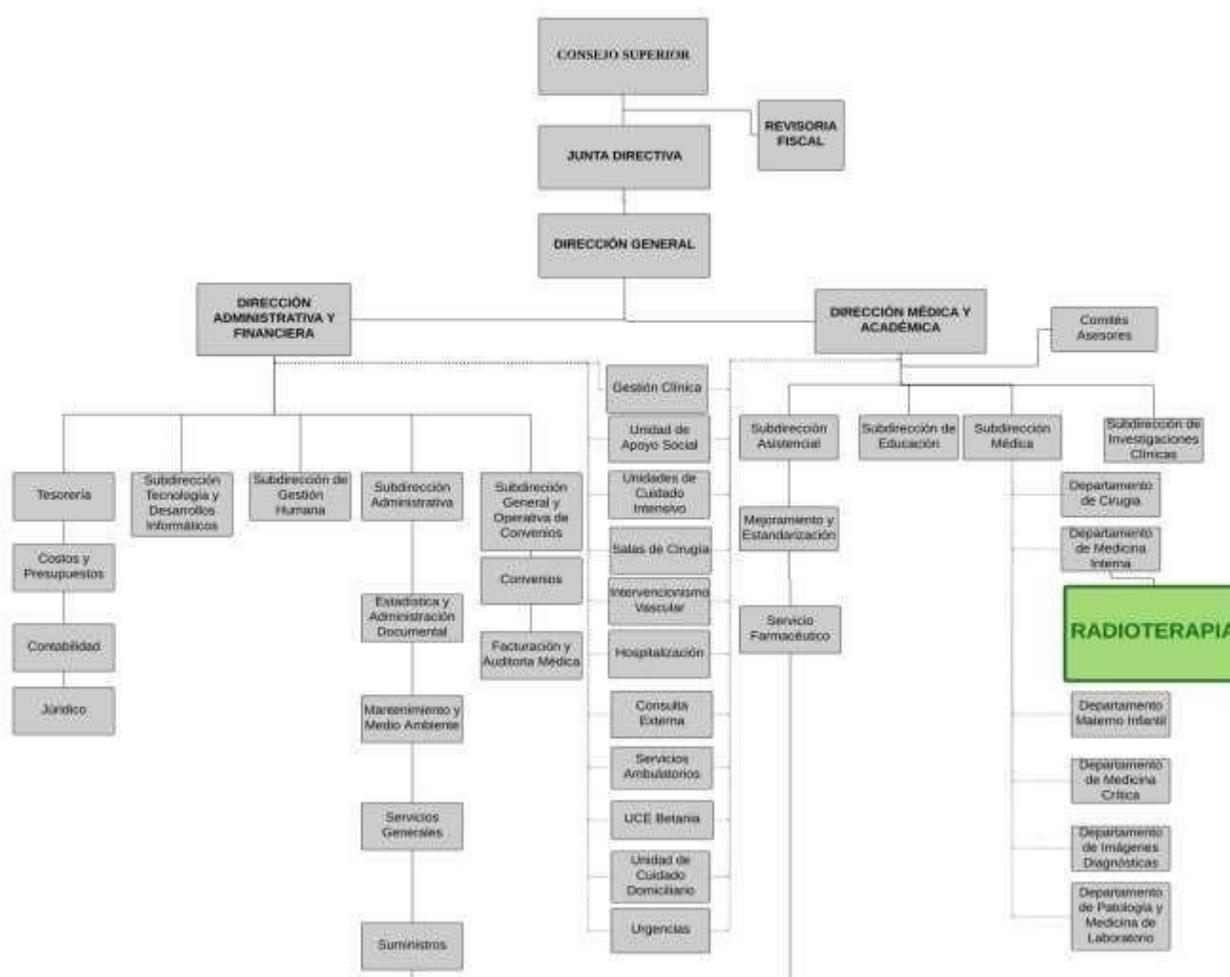


Figura 2.1. Organigrama de cómo está conformada la fundación Valle del Lili. (En verde se encuentra el servicio donde se realizó el trabajo de grado).

2.2 ¿Cómo fueron los inicios de la Institución?

La Fundación Valle del Lili empezó a funcionar en la sede Centenario en marzo 3 de 1986, con los servicios de pruebas de esfuerzo y laboratorio clínico. Posteriormente, se empezó a realizar consulta de cardiología por los doctores: Martín Wartenberg, Jorge Araújo G., Jorge Velázquez Noreña y Pastor Olaya Rojas; e iniciaron especialización en cardiología los doctores Jairo Sánchez

Blanco y Hugo Martínez Villamaría. Desde finales de 1986, se inició la apertura gradual de las unidades de Nefrología y diálisis, imágenes diagnósticas, oncología, ortopedia, litotricia y medicina nuclear. En agosto de 1993 se realizó el traslado a donde actualmente se encuentra ubicada la Institución.

2.3 Información general

La Fundación Valle del Lili es una institución prestadora de servicios de salud de alta complejidad en Colombia y Latinoamérica. Dentro de los símbolos de su imagen corporativa se encuentra el logo (figura 2.2) en el interior del logo se puede ver la cruz verde refleja los cuatro pilares de la institución (figura 2.3).



Figura 2.2. Logo de la Fundación Valle del Lili

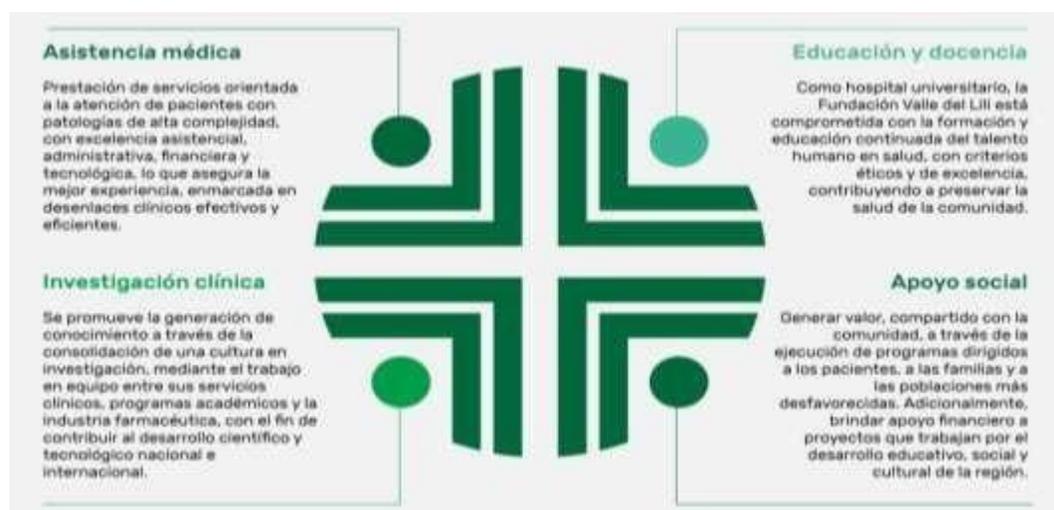


Figura 2.3. Cruz que representa los cuatro pilares de la institución.

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 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, 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 Fundación Valle del Lili (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 de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili cuenta con una plataforma de última tecnología. Dispone de tres aceleradores lineales incluyendo el más reciente equipo de última generación: 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), arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), radioterapia corporal total para pacientes adultos y pediátricos, radiocirugía craneal (sin necesidad de marco) para tratamientos de múltiples metástasis cerebrales y neuralgia del trigémino, así como la radiocirugía extracraneal (SBRT del inglés Sterotactic Body Radioterapy) y radiocirugía estereotáxica (SRS). La primera se usa para el tratamiento de metástasis epáticas, pulmonares, vertebrales, óseas o tratamiento de tumores primarios de pulmón no candidatos a cirugía, entre otros, además de braquiterapia de alta tasa con planeación 3D para tratamiento de pacientes con diagnóstico de neoplasias ginecológicas o de piel.

Para el proceso de planeación se cuenta con sistemas modernos que permiten realizar mejores cálculos y fusión de imágenes para lograr una óptima delimitación de volúmenes en la zona a tratar, como lo son: el sistema de gestión ARIA, el cual posibilita administrar de forma integrada el proceso de radioterapia, generando mayor seguridad para el paciente. Igualmente, se incorporó el software de planeación Eclipse con el cual se puede incrementar la calidad en los cálculos de tratamientos y de esta manera implementar la radiocirugía intracraneal y extracraneal.

El equipo médico se encuentra conformado por cuatro médicos especialistas en oncología radioterápica, tres físicos médicos y un físico, tres dosimetrístas, dos enfermeras con especialidad en oncología, tres 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 cuenta con estudiantes en práctica quienes son persona capaz de apoyar al físico encargado del Programa de Control de Calidad del servicio.

¿A quién va dirigido? El Servicio está dirigido tanto a la población pediátrica como a adultos con diagnóstico de enfermedad neoplásica o en algunos casos a pacientes adultos con diagnósticos de enfermedades benignas donde la radioterapia ha mostrado ser efectiva.

3. MARCO DE REFERENCIA

3.1 Marco Teórico

La Radioterapia es el uso de la radiación ionizante para tratar una enfermedad; comúnmente se utilizan rayos X como fuente de radiación (American Cancer Society, 2019). Desde su descubrimiento en 1895, los rayos X han sido ampliamente utilizados en el área de la medicina, tanto con fines diagnósticos mediante la obtención de imágenes, como con fines de tratamiento y de investigación (Rodríguez y Martínez, s.f.). En México, la radiación como técnica de tratamiento tuvo sus inicios alrededor de los años veinte (Pellejero, et al., 2009) y desde entonces, cerca del 40% de los pacientes con cáncer recibe en algún momento terapia con radiación. Esta modalidad de tratamiento aprovecha el hecho de que las células cancerosas son más sensibles a la radiación que las células sanas; el objetivo de la radiación es provocar un daño en el material genético de las células cancerosas para imposibilitar su división y crecimiento. Con esto, se logra una reducción considerable del tamaño del tumor, o bien, la destrucción total del mismo.

3.2 Marco conceptual

3.2.1. Radiación

La propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas es conocida radiación, algunos casos de propagación de la energía son los que se presentan en la Luz visible, rayos X, rayos gamma, luz ultravioleta, microondas, etc, o partículas subatómicas (partículas alfa α , partículas beta β , neutrones, etc.) (Gonzales, 2015). La radiación tiene la capacidad de ionizar o no materiales, lo que permite clasificarla de la siguiente manera (Robert & Cherry, 1998):

3.2.2. Radiación no ionizante

Como su nombre mismo lo indica es la radiación que no posee la energía para ionizar o arrancar los electrones del átomo. (Radiación ultravioleta, radiación luminosa, radiación infrarroja, microondas).

3.2.3. Radiación ionizante

Este tipo radiación tiene la habilidad arrancar los electrones de las capas electrónicas de un átomo; en consecuencia, se crean pares de iones (partículas con carga eléctrica). Además, cabe destacar los dos tipos de radiación ionizante que pueden estar inmersas en los tratamientos de radioterapia (Álvarez, et al, 2013).

3.2.4. 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: la radiación de frenado y la radiación característica (Alcaraz, 2019)

3.2.5. Interacción de la radiación ionizante con la materia

Como se mencionó anteriormente la radiación ionizante interactúa con la materia de manera directa y de manera indirecta:

3.2.6. Interacción de la radiación indirectamente ionizante con la materia

Herbert (1986): 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:

3.2.7. 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 (Reisin y Ferrara, 2004):

- 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.

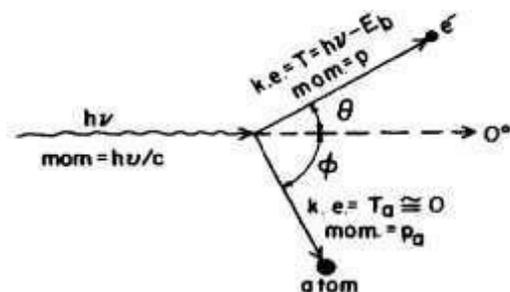


Figura 3.1. Representación esquemática del Efecto Fotoeléctrico

Fuente: (Herbert, 1986)

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 (Rodríguez y Cervantes, 2006)

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

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 ϕ . Donde ν_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 observara la emisión de partículas cuya energía máxima es:

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

Efecto Compton:

El efecto Compton puede ser analizado de manera semi-clásica (Figura 3.2) como una colisión perfectamente elástica entre partículas, considerando al electrón inicialmente en reposo respecto al fotón incidente, aplicando las leyes de conservación de la energía y del momento se deriva la siguiente ecuación.

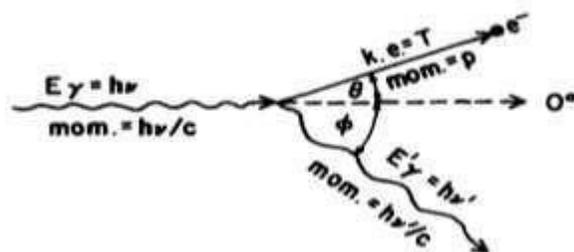


Figura 3.2. Representación esquemática del Efecto Compton

Fuente: (Herbert, 1986).

$$\Delta\lambda = (\lambda - \lambda_0)h / oC *(1 - \cos \theta) \quad (3.4)$$

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 θ . Este aumento no depende de la longitud de onda de la radiación incidente.

Como consecuencia de la interacción Compton (Cassini, et al, 2013):

3.2.10. Producción de pares

En la Figura 3.3 se 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.

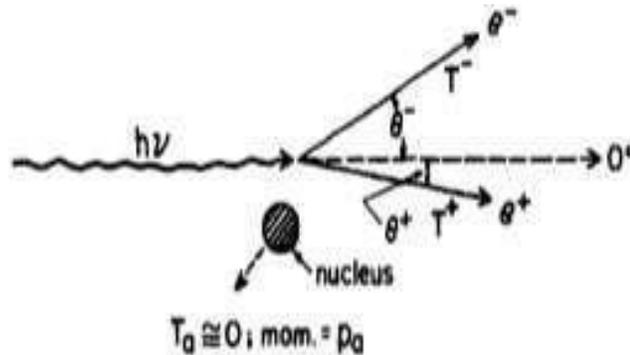


Figura 3.3. Representación esquemática de la Producción de Pares

Fuente: (Herbert, 1986).

La ecuación de conservación de la energía cinemáticamente está dada por:

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

Donde $2m_0c^2 = 1,022 \text{ MeV}$ 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 3.4).

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.

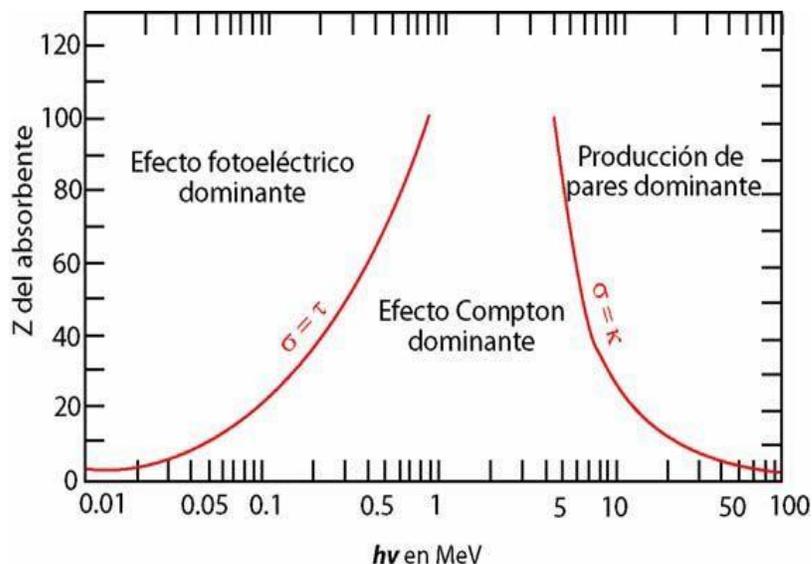


Figura 3.4. Tipos de interacción de la Radiación indirectamente Ionizante. Energía Vs número atómico Z

Fuente: (Robert y Cherry, 1998)

3.2.12 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 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 (González, 1994; Alcaraz, 2017)

3.2.13 Radioterapia Externa

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 (Aguayo, et al, 2018).

3.2.14 Acelerador Lineal (Linac)

Es un equipo que tiene la capacidad de generar fotones a través del fenómeno conocido como radiación de frenado. El acelerador lineal 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 acelerador lineal generalmente produce dos energías de fotones (6MV y 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, los cuales introducen una serie de características en el diseño de sus equipos, pero con una base de funcionamiento que es la misma para todos ellos (Barrera, 2012) (Figura 3.5)

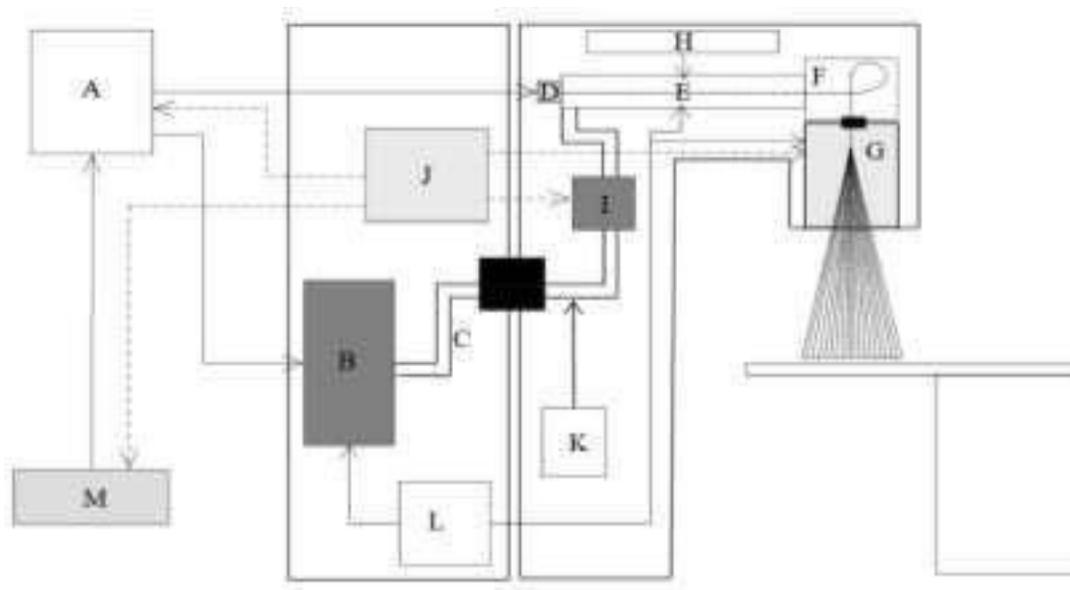


Figura 3.5. Diseño general de un LINAC.

(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

Fuente. (Fernández, 2015)

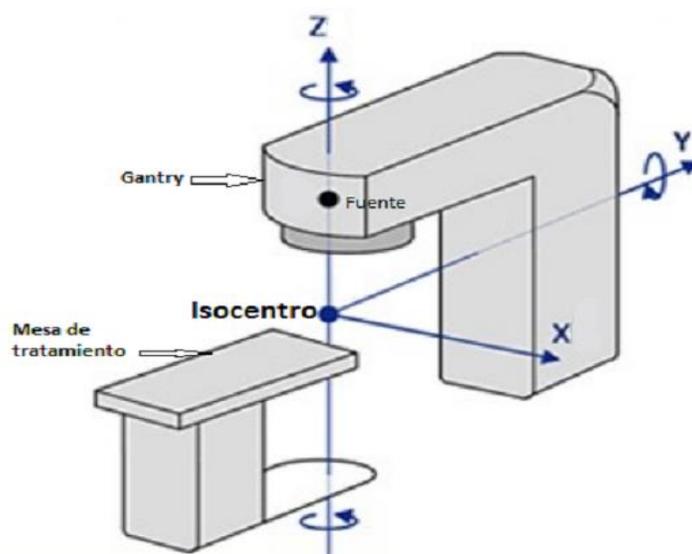


Figura 3.6. Caracterización geométrica de un LINAC.

Fuente: (Fernández, 2015)

EL LINAC está diseñado para que el eje de giro del gantry o cabezal parte superior del acelerador de donde sale el haz de radiación, 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) (Fernández, 2015)

El acelerador lineal cuenta con un sistema de multiláminas denominadas MLC el cual juega un papel muy importante en la realización de los controles de calidad en el acelerador lineal.

MLC (controlled MultiLeaf Collimator): Las pruebas recomendadas por reportes internacionales son utilizadas para mostrar el impacto de las MLC en el tratamiento de IMRT, VMAT y CONFORMAL, estas pruebas determinan la precisión del posicionamiento de las láminas, la transmisión entre los bordes donde se superponen las láminas y el tope entre ambos bancos, estas pruebas en conjunto son parámetros de las láminas que afectan la entrega de dosis para un IMRT y VMAT(RadiologyInfo.org, 2020b).

3.2.15 Magnitudes y unidades radiológicas:

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 (Organización mundial de la salud, 2016). 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 encarga de la elaboración de normativas y recomendaciones en el campo de la radioprotección (López, et al, 2001; Trujillo, 2013).

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 así:

$$X=dQ/dm \quad (3.6)$$

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. 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 (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.

$$X=dX/dt \quad (3.8)$$

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 cada uno de los gramos que componen ese volumen irradiado (Protección radiológica de los pacientes, 2012)

$$D = dE/dm \quad (3,9)$$

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 (Protección radiológica de los pacientes, 2012), definido como la radiación que deposita 1 Joule por kilogramo (J/Kg). La relación entre ambas magnitudes es:

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

Análogamente, la tasa de dosis absorbida D se define como la dosis absorbida durante n intervalo de tiempo, y se expresa en Gy/s Gy/min o Gy/h .

$$D = dD/dt \quad (3.11)$$

Magnitudes y unidades de equivalencia: La dosis equivalente (H) proporciona un método con el cual se calcula 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) (RadiologyInfo.org, 2020), esto 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.

| 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 |
| Núcleo 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 (Cherry, s.f.); sin embargo, el rem fue remplazado para uso en el SI por la unidad Sievert (Sv) (Cherry, s.f.).

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

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

$$H=dH/dt \quad (3.14)$$

3.2.16 Pruebas de control de calidad dosimétricas y mecánicas

MPC (machine performance check): Es una herramienta de control diario que se encuentra en el interfaz principal de TrueBeam STx, diseñado para evaluar el rendimiento geométrico de las máquinas. A partir de una serie de 39 imágenes adquiridas con IsoCal Phantom y con configuraciones particulares de patrones MLC, el MPC realiza comprobaciones geométricas y dosimétricas. Los controles pretenden probar el tamaño del isocentro de tratamiento y su coincidencia con los dispositivos de imagen (OIEA, 2000), la precisión de posicionamiento de los sistemas de imágenes, colimador, pórtico, mandíbulas, hojas MLC y la posición de la camilla.

La prueba Winston-Lutz: La prueba W-L se realiza adquiriendo imágenes EPID (dispositivo electrónico de imagen portal) de una esfera radiopaca de 6 mm de diámetro (el fantasma W-L) colocada en el isocentro del LINAC en varios ángulos de mesa y gantry, con un pequeño haz de radiación cuadrado o circular predefinido. El acelerador lineal realiza una reconstrucción tridimensional (3D) de las coordenadas de la esfera de control de calidad (QA) con respecto al isocentro de radiación (RadiologyInfo.org, 2019), y combina esta información con imágenes digitales del objetivo.

El test de Picket Fence: independientemente de la técnica para la que se evalúe, va a consistir en definir una abertura de 1mm entre los dos bancos del MLC, si alguna de las láminas se posiciona erróneamente se va a ver una línea con alguna zona de mayor grosor, esa zona se corresponderá con la lámina que se ha posicionado erróneamente (Chinillach, 2017).

Catphan phantom: Es un maniquí especializado en la verificación del sistema de imágenes del acelerador lineal que consiste en un cilindro de plástico fabricado con plásticos de diferentes

densidades, El maniquí Catphan® se coloca en el escáner CT (tomografía computarizada) montándolo en la carcasa, la caja del Catphan se ubica en el extremo del pórtico de la mesa con las bisagras de la caja alejadas del pórtico, se abre la caja, girando la tapa hacia atrás 180°. Hay que asegurarse de que la caja esté estable con el peso del maniquí y que esté adecuadamente contrapesada para evitar que se vuelque, use el nivel y los tornillos de mariposa de ajuste para nivelar el Catphan® (El Laboratorio Fantasma, 2020).

Quickcheck: El dispositivo de prueba de constancia QUICKCHECK es un dispositivo de verificación portátil compacto y fácil de usar para las pruebas de constancia diarias, el dispositivo de prueba es adecuado para todos los LINAC, incluido el FFF (Flattening Filter Free), y utiliza cámaras de ionización resistentes. Este dispositivo es un software de control de dispositivo remoto que incluye un control automático de la calidad del haz (Digital Guide Ionos, 2019), también cuenta con funcionamiento inalámbrico con baterías recargables, el dispositivo de prueba tiene un paquete de software completo incluido.

3.3 Marco técnico

3.3.1 Acelerador lineal TrueBeam de Varian:



Figura 3.7 Acelerador lineal TrueBeam de Varian

El acelerador lineal TrueBeam: (Figura 3.7) de Varian es capaz de entregar cinco energías de fotones con filtro aplanador (4, 6, 8, 10 y 15 MV), dos energías de fotones de alta intensidad (6FFF y 10FFF), ocho energías de electrones (6, 9, 12, 15, 16, 18, 20 y 22 MeV). Además, está equipado de la siguiente manera:

- Un sistema RapidArc
- Un dispositivo OBI (On board Image). Permite posicionar al paciente en la situación exacta para realizar el tratamiento, efectuando radioterapia guiada por imagen 2D/2D con toda garantía.
- Un equipamiento de “cone beam CT” que permite efectuar un TAC directamente con el paciente colocado en el acelerador, identificando las estructuras óseas y los tejidos blandos del paciente, para comprobar si su posición es la correcta para recibir el tratamiento,
- Sistema ExacTrac para Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT), un localizador de rayos X montado en la sala de tratamiento e independiente del acelerador.
- Una mesa robotizada 6D (se mueve en los tres ejes lineales del espacio y en los tres ejes angulares del mismo coordinada con los sistemas de IGRT).
- El acelerador lineal cuenta con un banco de láminas dinámicas las cuales pueden conformarse para tratar tumores hasta de 5mm.
- Dispositivos para la inmovilización, reposicionamiento y la ubicación correcta del paciente durante el tratamiento específicas de cada área del cuerpo.
- Módulos para las técnicas de radiocirugía estereostática.



Figura 3.8 Maniquí Isocal

El Isocal: (Figura 3.8 ,tabla 3.2 de especificaciones) es un cilindro hueco de 23 cm de diámetro y longitud con 16 bolas de carburo de tungsteno (cada una de 4 mm de diámetro). Para la calibración del sistema de imágenes, utiliza una placa colimadora unida a una ranura para accesorios, que tiene un pasador de acero en su centro (Moreno, 2012).



Figura 3.9 Quickcheck

Tabla 3.2 Especificaciones técnica del Quickcheck (guía_ptwdosimetry_quickcheck_2019)

| | |
|---------------------------------|---|
| Tipo de detector: | Cámaras de ionización ventiladas |
| Número de detectores: | 13 |
| Cantidades medidas: | Dosis, tasa de dosis, tiempo de irradiación |
| Rango de energía útil nominal: | (4... 25) Fotones MV (4... 10) Fotones MV con Compensador FFF (4... 25) Electrones MeV |
| Rango nominal de tasa de dosis: | (0,5... 10) Gy / min (1... 25) Gy / min con compensador FFF |
| Respuesta: | 3,4 nC / Gy (típico) |
| Volumen de medición: | 0,1 / 0,2 cm ³ por cámara |
| Tamaños de campo: | (10 x 10) cm ² , (20 x 20) cm ² |
| Rango de temperatura: | (10... 40) ° C, (50... 95) ° F |
| Rango de humedad: | (10... 80) %, máx. 20 g / m ³ |
| Peso: | 5,5 kg, Estación de acoplamiento 1,7 kg, Compensador X6 2,1 kg, Compensador X10 2,9 kg. |

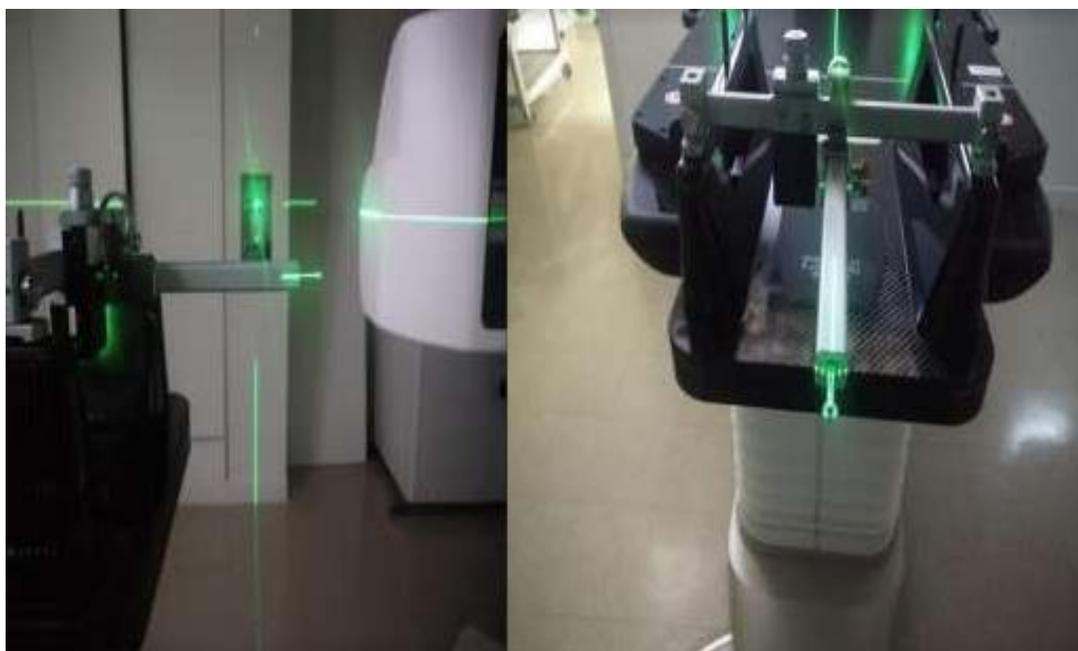


Figura 3.10 Prueba/Montaje/Sistema Winston Lutz

El Winston Lutz: (Figura 3.10) Principalmente compuesto de una bola de tuestegno de aproximadamente 5 mm la cual bien adherida a una barra de metálica que tiene una longitud de aproximadamente 12 cm, además cuenta con un soporte el cual sirve para ser enganchado en la máscara de radiocirugía como se puede observar en la imagen anterior.

El Catphan: (Figura 3.11) Es un cilindro de plástico fabricado con diferentes densidades el cual es el encargado verificar todos los controles de calidad imágenes del acelerador lineal está compuesto de diferentes materiales los cuales cumplen una función distinta para el análisis de las imágenes.

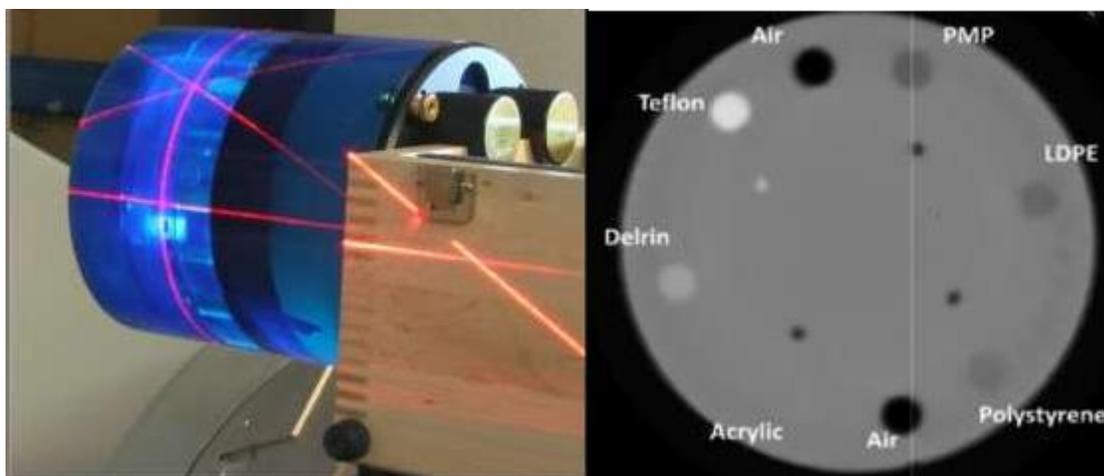


Figura 3.11 Catphan

Doselab:(Figura 3.12) Es un conjunto de programas de software para la comparación cuantitativa de distribuciones de dosis de radiación medidas y calculadas (Chinillach, 2017), está escrito en el lenguaje de programación Matlab y es fácilmente extensible a aplicaciones más generales en física de la radiación, comparaciones completamente automáticas, procesamiento por lotes de comparaciones de dosis TG-142 QA usando imágenes EPID QA de imágenes KV (kilovoltios), MV(mega voltaje), CT(tomografía computarizada) y CBCT(Tomografía Computarizada de Haz Cónico).

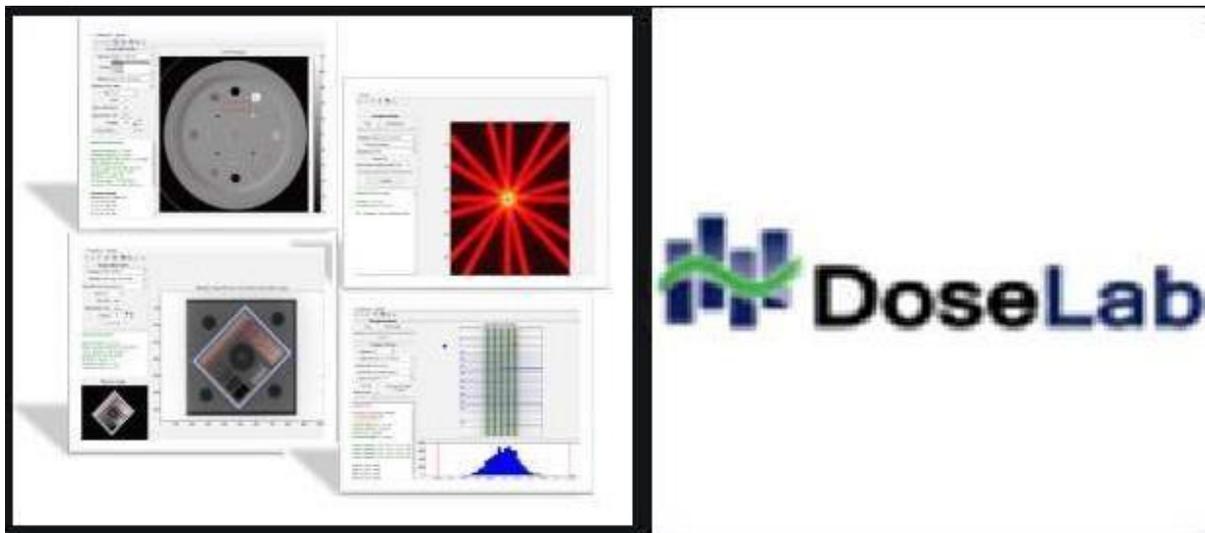


Figura 3.12 DoseLab

Digital Megavolt Imager (DMI) o aS1200: (Figura 3.13) Es un dispositivo electrónico de imágenes portales (EPID), este 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 (Mancuzo, 2017).

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 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 Imagen (Ramírez, Arboleda & McCollough

, 2008).

El EPID basado en silicio amorfo (a-Si EPID) es un detector de radiación de panel plano que 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 basados en silicio amorfo.



Figura 3.13. a-Si EPID

4. METODOLOGÍA

Este trabajo consistió en la comparación de dos métodos de control de calidad para el acelerador lineal TrueBeam, uno de los métodos es el de MPC, el cual es un método de control de calidad que viene integrado en el acelerador y por otro lado el método convencional que consta de las pruebas de Winston Lutz, Picket Fence, Catphan y el Quickcheck que se encarga de verificar parámetros importantes como la salida y constancia del haz de radiación, el estado de las láminas, la calidad de las imágenes y la desviación del isocentro. Este trabajo de grado se realizó en distintas etapas las cuales analizan en tiempo y en eficiencia cuál es el mejor método para el servicio de radioterapia en la fundación Valle del Lili, teniendo en cuenta el gran número de pacientes que el servicio tiene. Los controles de calidad diarios son necesarios debido a que son los que indican el estado del acelerador en cuanto a pruebas mecánicas y dosimétricas se refiere.

Etapas 1. Inducción al servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili: En esta etapa se estudiaron las diferentes técnicas que ofrece el servicio de radioterapia de la Fundación Valle del Lili en radioterapia externa e interna, en radioterapia interna se observó el procedimiento de braquiterapia y en el caso de radioterapia externa se observaron todos los procesos para el tratamiento de los pacientes desde la simulación hasta que es tratado en el acelerador lineal, además de otros procedimientos como irradiación total de cuerpo (TBI) y radiocirugías. En esta etapa se conocen tres términos importantes en la radioterapia externa como los son IMRT, VMAT y CONFORMAL, que son las técnicas con las que cuenta el servicio de radioterapia para realizar los tratamientos a los pacientes según sea su diagnóstico, además en esta etapa se comienza con la familiarización del sistema de planificación ECLIPSE y con el software ARIA. Para la adaptación sobre los controles de calidad que se realizan al servicio de radioterapia lo primero que se realizó fue una

revisión bibliográfica sobre el TG-142 Reporte elaborado por el grupo de trabajo 142 de la AAPM (TG-142), es una guía para el QA de aceleradores para uso médico. Este documento está elaborado con la finalidad de dar una serie de recomendaciones para que el físico médico encargado de la evaluación del equipo pueda acomodar un programa de (QA) dependiendo de las utilidades clínicas que posee en su institución de trabajo, por lo tanto es necesario un programa de control de calidad para cada clínica en donde se realicen tratamientos de RT (OIEA, 2000), es por esto que para este trabajo se utilizó el TG-142 como guía para la implementación del protocolo de QA propuesto. Durante esta etapa hay dos sistemas que juegan un papel importante en la implementación y análisis de las pruebas de control de calidad como lo son:

Sistema ARIA: (figura 4.1)Es un software de información oncológica integral para la gestión de información e imágenes que permite supervisar todos los aspectos de la atención oncológica de los pacientes, además de evaluar los datos de diagnóstico para comparar las respuestas agudas al tratamiento con los resultados clínicos a largo plazo, desarrollar protocolos clínicos específicos de cada enfermedad para facilitar una calidad de atención homogénea conforme a los estándares, monitorizar la dosis de radiación y revisar las imágenes del tratamiento para determinar si es necesario modificar el plan de tratamiento, tomar decisiones fiables con la ayuda de un sistema integrado de respaldo a la decisión clínica basado en reglas (Medicalexpo, 2021).

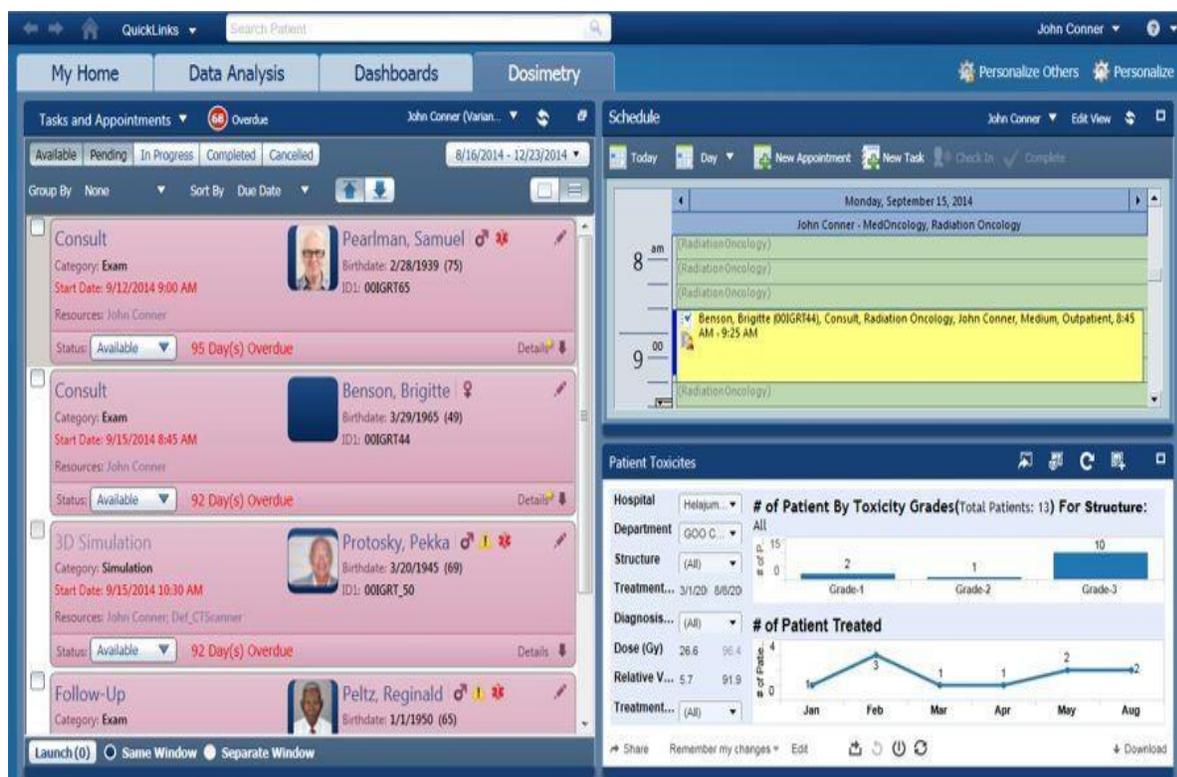


Figura 4.1 Sistema de información Aria.

Sistema planificación ECLIPSE:(Figura 4.2) Es un avanzado sistema de planificación de tratamientos de Radioterapia con fotones y electrones, permite planificación de tratamientos directa e inversa. El cálculo de dosis es realizado mediante algoritmo de pencil beam o AAA, es un sistema totalmente integrado al sistema de registro y verificación ARIA, permite la delineación de los volúmenes de tratamiento, órganos a riesgo y márgenes de seguridad, a partir de esto es posible construir el plan de tratamiento por simulación virtual con numerosas herramientas de visualización tridimensional. La distribución de dosis resultante puede ser analizada mediante planos, histogramas dosis volumen y visualización3D (Instituto Zunino 2020).

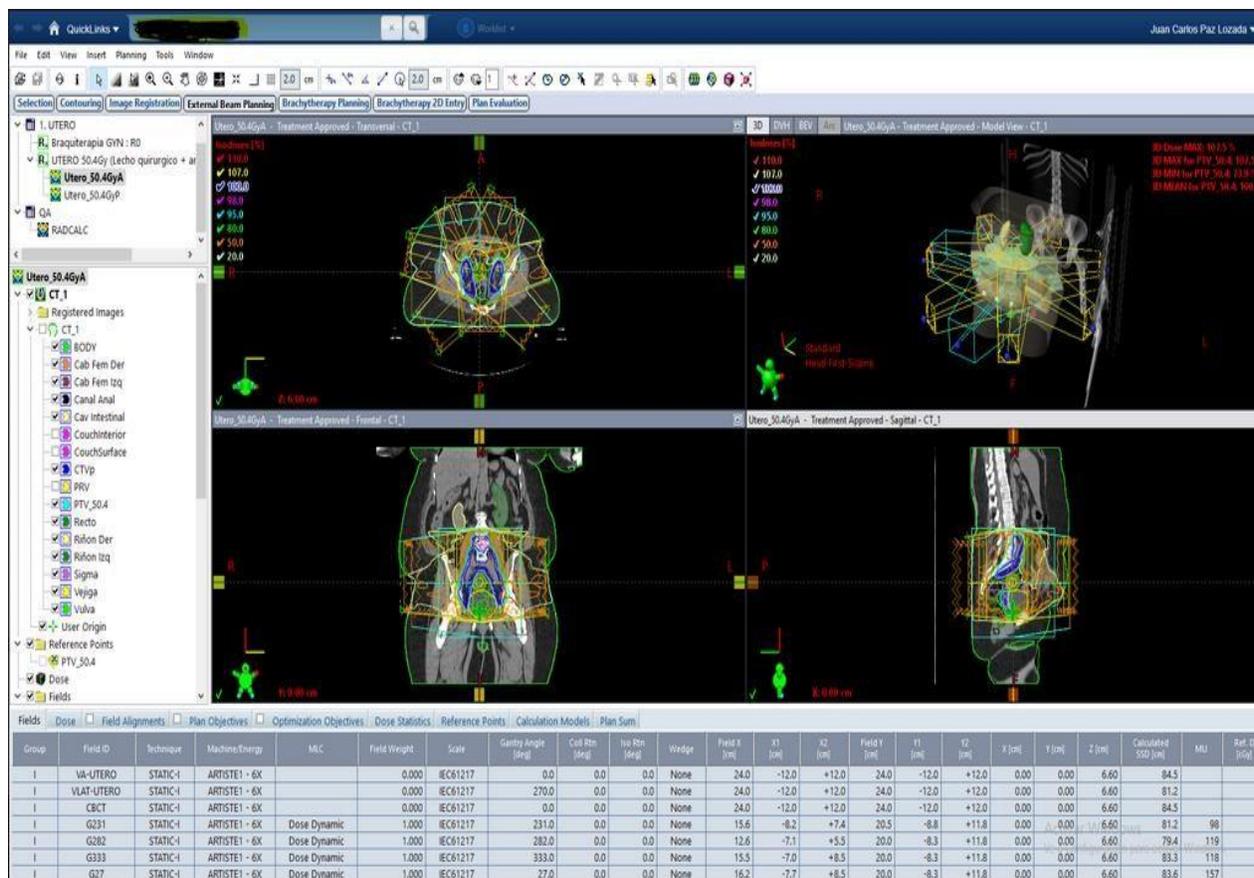


Figura 4.2 Sistema de planificación eclipse

- **Etapla 2. Comprensión del funcionamiento de los controles de calidad que brinda el servicio:**

Esta etapa se basó principalmente en el análisis de los controles de calidad y la constancia con que se realizan al acelerador lineal Truebeam, estos controles se rigen bajo protocolos internacionales, a partir de los cuales se determina con qué frecuencia se debe realizar cada una de las pruebas, ya sean diarias, semanales, mensuales o anuales. Además Se estudia que verifica cada una de las pruebas que se realizaron. En esta etapa el TG-142 juega un papel importante debido a que es la guía la cual se basan los controles de calidad realizados en este trabajo por eso es necesario tener claro y entender la

tolerancia y los niveles de acción que se deben de tomar en los controles de calidad, las tolerancias vistas en las tablas deben ser interpretadas como el significado de la medición de un parámetro de línea base durante un QA si este excede los valores que están tabulados, entonces es requerida una acción, por lo tanto, si cuando se realizan las mediciones de un QA, están fuera de la desviación de las tablas permitidas por los niveles de tolerancia, entonces el equipo debe ser ajustado para obtener unos valores de medición que nuevamente estén en conformidad. Las tolerancias son niveles de acción tomados por el físico médico y su equipo de control de calidad, estas tolerancias son además refinadas en este reporte y aquellas colocadas en las tablas son especiadas según el tipo de tratamiento entregado con las unidades del tratamiento. Por ejemplo en la coincidencia de los ejes del colimador, gantry, y camilla con el isocentro es, recomendado que este en un margen de 1 mm y en los casos en que la máquina entregue tratamientos con marcos estereotáxicos debe estar en un margen de 2 mm (El Hospital, 2006).

Existen parámetros que miden la necesidad de tomar una acción durante la reproducción de un QA, donde se toman tres tipos de acciones, las cuales están ordenados de menor a mayor como se muestra a continuación:

Nivel 1: Acción de inspección; Se da a partir de repetidos procedimientos de QA, hay valores de mediciones que son obtenidos fuera de lo que se espera bajo condiciones de operación normalmente. El cambio también puede ser una muestra de un problema en la máquina indicando que aún está fuera de la tolerancia de acuerdo al QA. (Pulido. & Vara, 2009).

Nivel 2: Acción programada; En esta se encuentran dos ejemplos en los cuales se requiere una acción programada, Primero, resultados consecutivos de un QA que están dentro o cerca de los valores de tolerancia, debe ser causa de investigación o de programación de mantenimiento para encontrar el problema, se puede necesitar de uno o más días de trabajo (Pulido. & Vara, 2009).

Nivel 3: Acción inmediata, detención del tratamiento o acción de corrección. Un resultado en la medición podría requerir una suspensión del tratamiento en funcionamiento relacionada con el parámetro disimétrico medido (Pulido. & Vara, 2009).

Etapa 3. Comprensión del sistema de imágenes EPID: En esta etapa se hizo una revisión bibliográfica sobre el sistema portal de imágenes, el EPID (Figura 4.3) 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, el sistema portal de imágenes se basa en un algoritmo de predicción de imágenes (PDIP), el cual se encuentra dentro del sistema de planificación Eclipse (TPS)



Figura 4.3. Sistema de imagen EPID

Etapa 4. Implementación y puesta en marcha de las pruebas de control de calidad. En esta etapa se llevó a cabo las primeras pruebas en el acelerador lineal, una vez con los planes ya calculados en el sistema de planificación de cada una de las pruebas de control de calidad lo siguiente hacer es agendar estos planes en uno de los módulos que tienen el sistema de planificación llamado appointment scheduling (Figura 4.4).

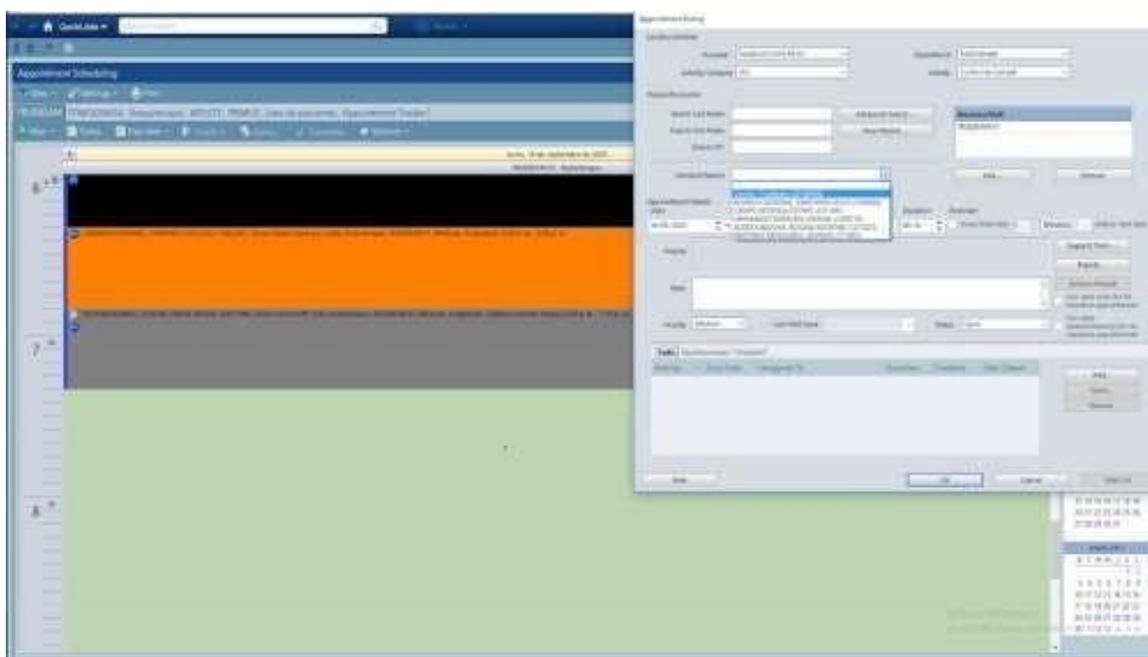


Figura 4.4 Appointment scheduling (agenda del sistema de planeación para tratamiento de los pacientes en el acelerador lineal)

En las siguientes figuras (4.5-4.8) se muestra el paso a paso de cómo realizar el plan de verificación del picket fence en el sistema de planificación, de la creación de los campos de forma secuencial.

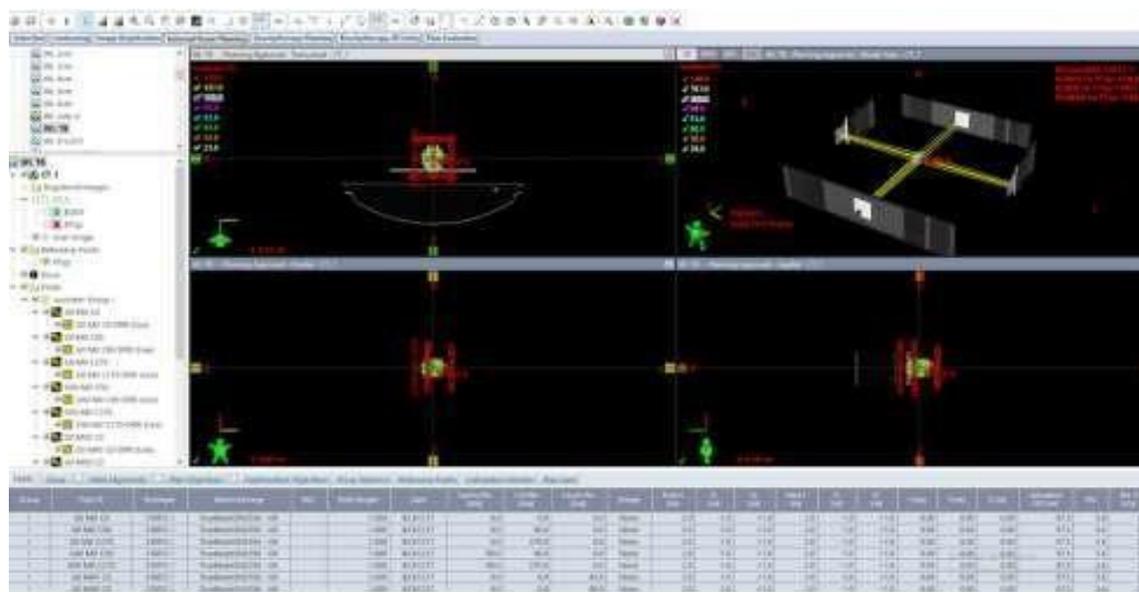


Figura 4.5 Creado los campos de tratamientos de la prueba de Picket Fence en el eclipse

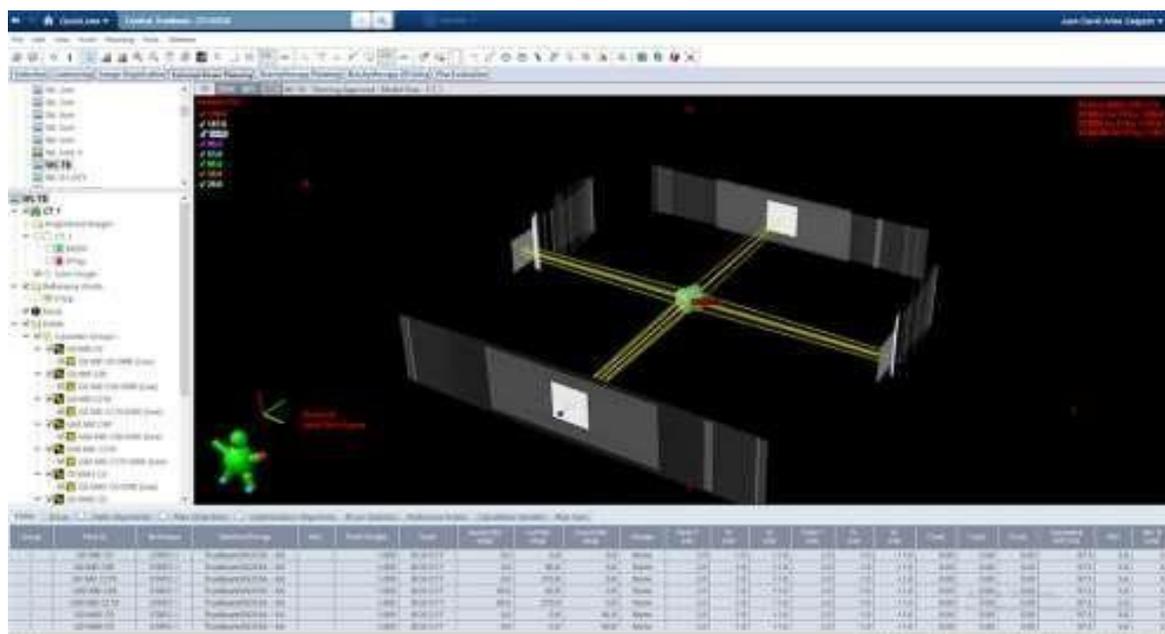


Figura 4.6 Uno de los campos de tratamiento la prueba del Picket Fence en el eclipse

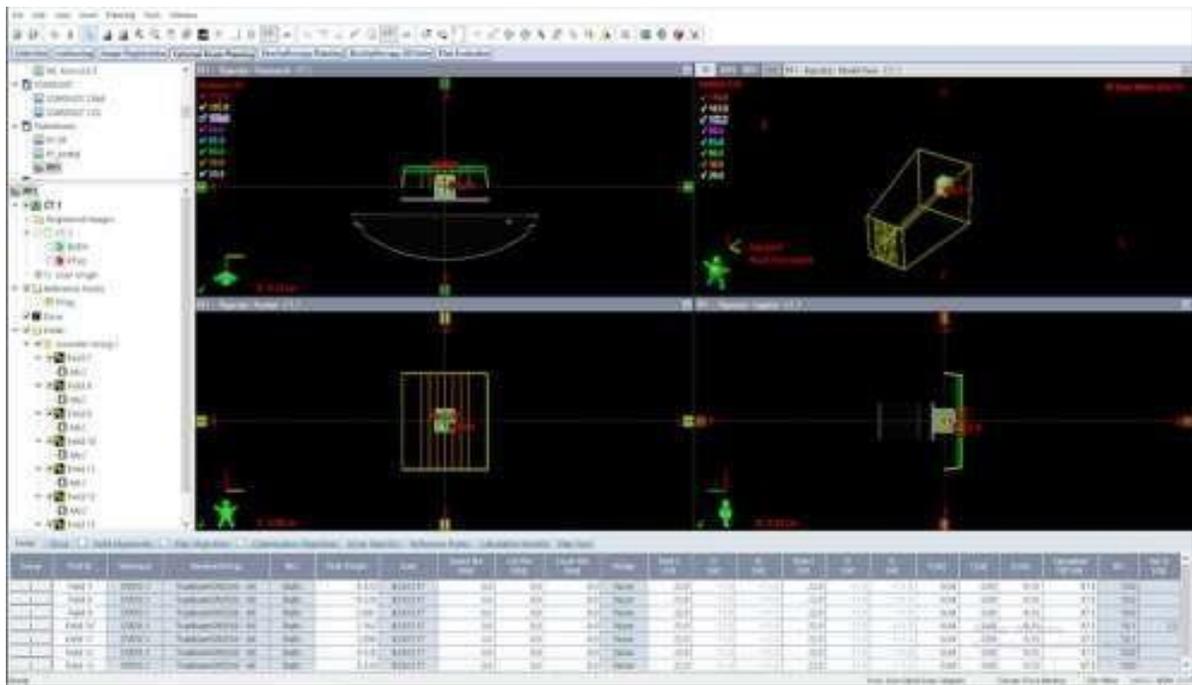


Figura 4.7 Sistema de planeación con los campos de tratamientos creados en el sistema de planeación

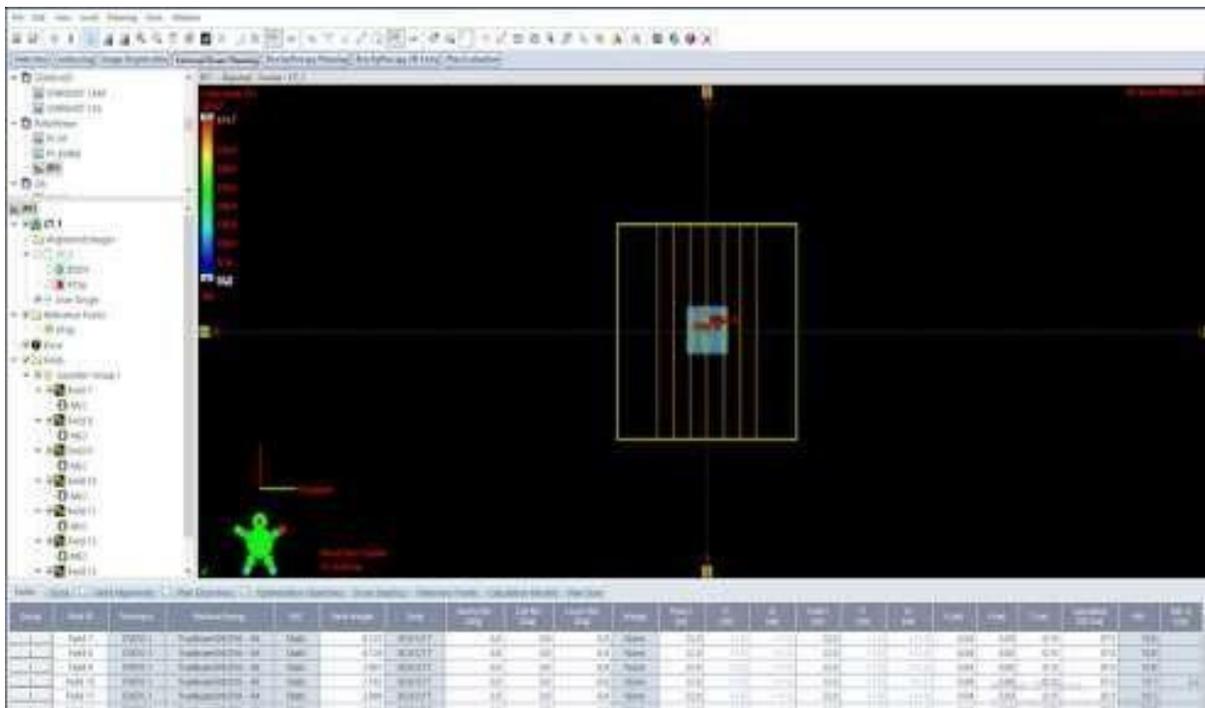


Figura 4.8. Creación del plan de Picket Fencen en el sistema de planeación

Una vez ya creados los planes y agendados los pacientes (control de calidad) se realizó la parte principal del proceso, que constaba del posicionamiento y alineación del maniquí, ya que de un buen posicionamiento dependen los resultados que se obtengan.

Una vez obtenido el conocimiento sobre el posicionamiento del maniquí el y del uso de la consola de la maquina se pueden empezar a tomar datos. Los datos una vez adquiridos son depositados en una hoja de cálculo donde se grafica los valores para mirar el comportamiento de cada una de las pruebas y de esta manera saber también el estado del equipo en caso tal de que en los resultados se muestre alguna anomalía.

Etapas 5: Comparación de resultados del control de calidad. En esta etapa se realizó un análisis detallado con base a los resultados obtenidos donde se compararon las pruebas de control de calidad convencionales versus el MPC. La prueba del MPC se logró analizar fácilmente debido a que el software permite crea un informe pdf, y además, en la pantalla del sistema de imágenes del acelerador lineal muestra una hoja de resultados (Figura 4.9) donde a través de un semáforo de colores indica si los parámetros evaluados se encuentran en tolerancia o fuera de ella. El color verde indica que los parámetros medidos se encuentran bien, el amarillo que está dentro de la tolerancia y el rojo que esta fuera de la tolerancia.

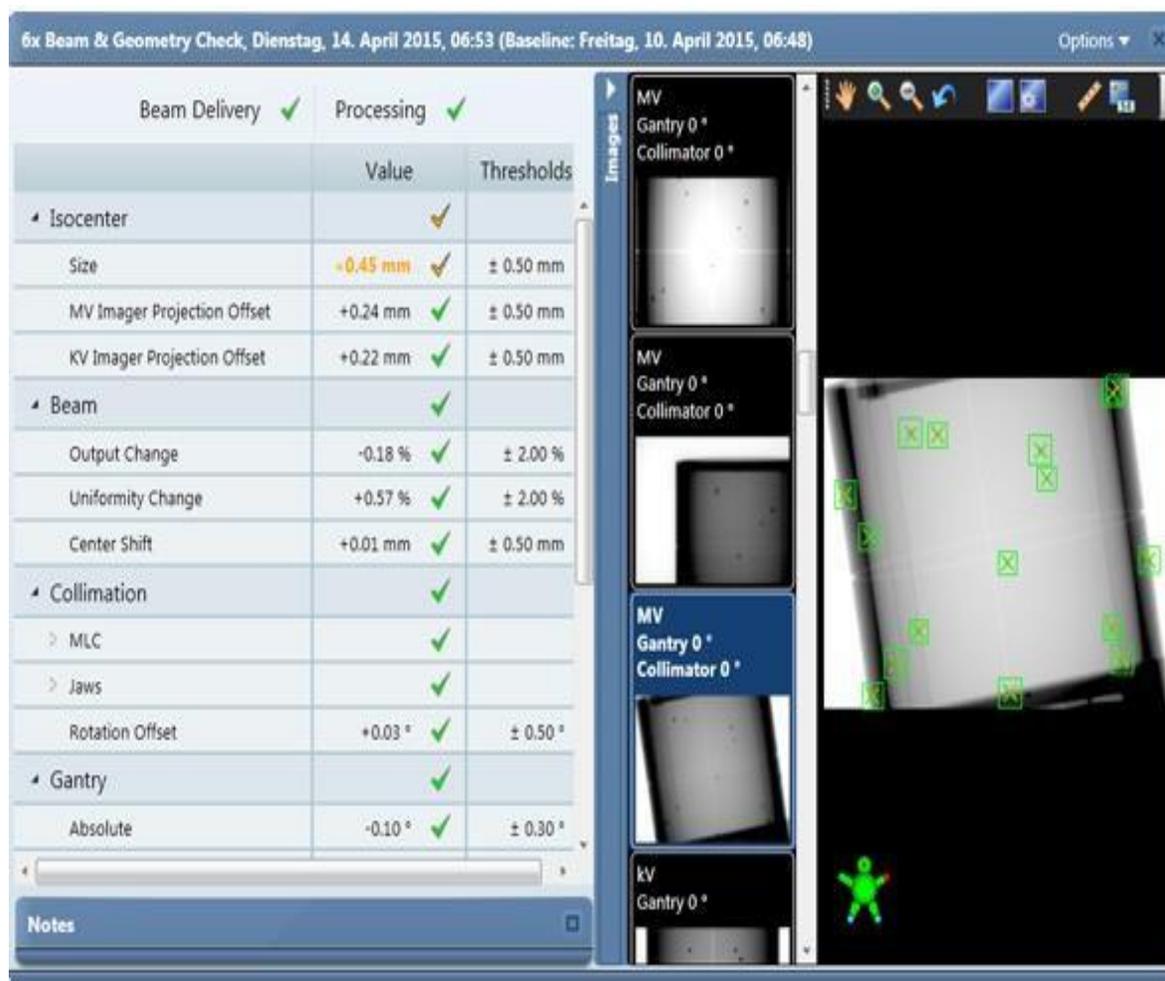


Figura 4.9. Hoja de resultados del MPC (machine performance check)

La prueba de Winston Lutz se analizó mediante el software de imágenes DoseLab el cual determina en milímetros los valores de desplazamiento del isocentro de radiación en los diferentes movimientos de gantry, camilla y colimador. Los resultados obtenidos de la prueba de Winston Lutz (Figura 4.10) se evalúan bajo el protocolo internacional TG-142 protocolo en el cual se basa el software DoseLab y de esta manera se determinó mes a mes como es el comportamiento del isocentro de radiación del acelerador con respecto al sistema de imágenes.

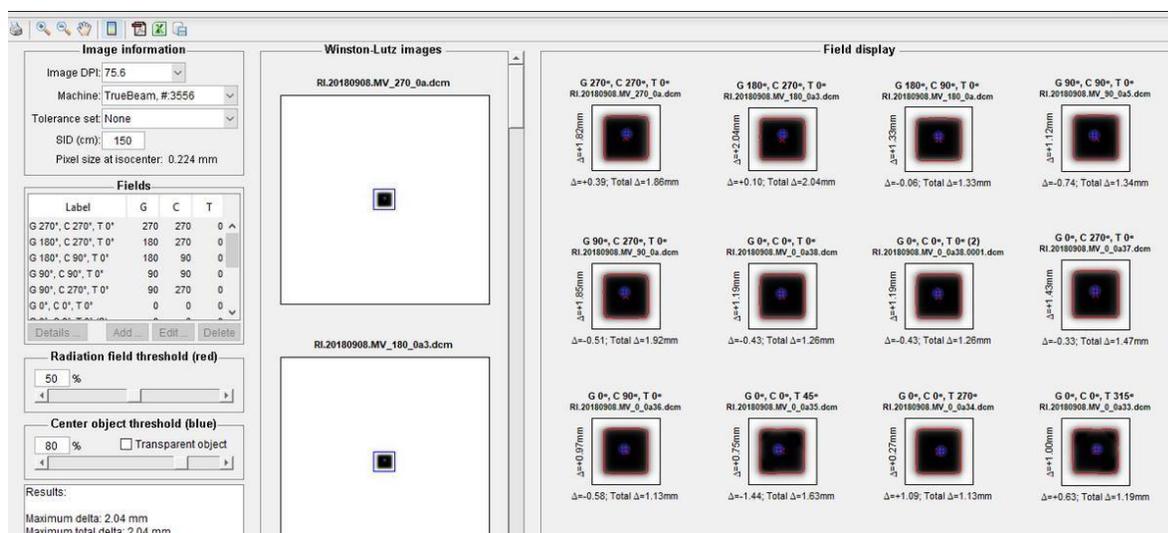


Figura 4.10 Resultados en el DoseLab del Winston Lutz

La prueba de Picket Fence (Figura 4.11) al igual que la de Winston Lutz necesita del software de imágenes que permita analizar como es el corrimiento de las láminas en el acelerador lineal.

Para realizar la prueba de Picket Fence que consiste en ocho movimientos consecutivos de hojas de un campo rectangular de 5 cm de ancho espaciadas a intervalos de 1 cm todo esto realizado en el sistema de planificación como se puede observar (Figura 4.5),(Figura 4.6),(Figura 4.7) y (Figura 4.8) respectivamente. Esta prueba se realizó con el gantry en distintas posiciones como fueron (0,180,90,270) grados, con el fin de observar el estado de las láminas cuando el efecto de la gravedad está presente, en el software DoseLab figura(4.12) se logra observar la interfaz de resultados y la desviación de las láminas con respecto a la línea base de acelerador lineal y el protocolo internacional TG-142 es así como mediante un seguimiento mes a mes se logró determinar el estado de las láminas del acelerador lineal.

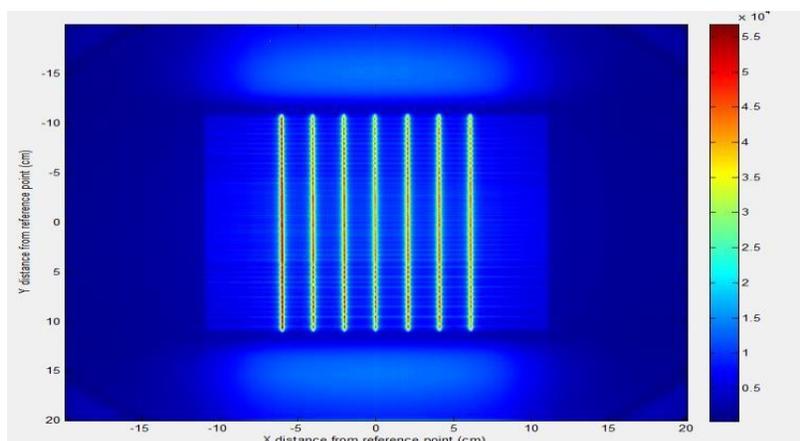


Figura 4.11 Imagen del Picket Fencen en el single imagen análisis del DoseLab

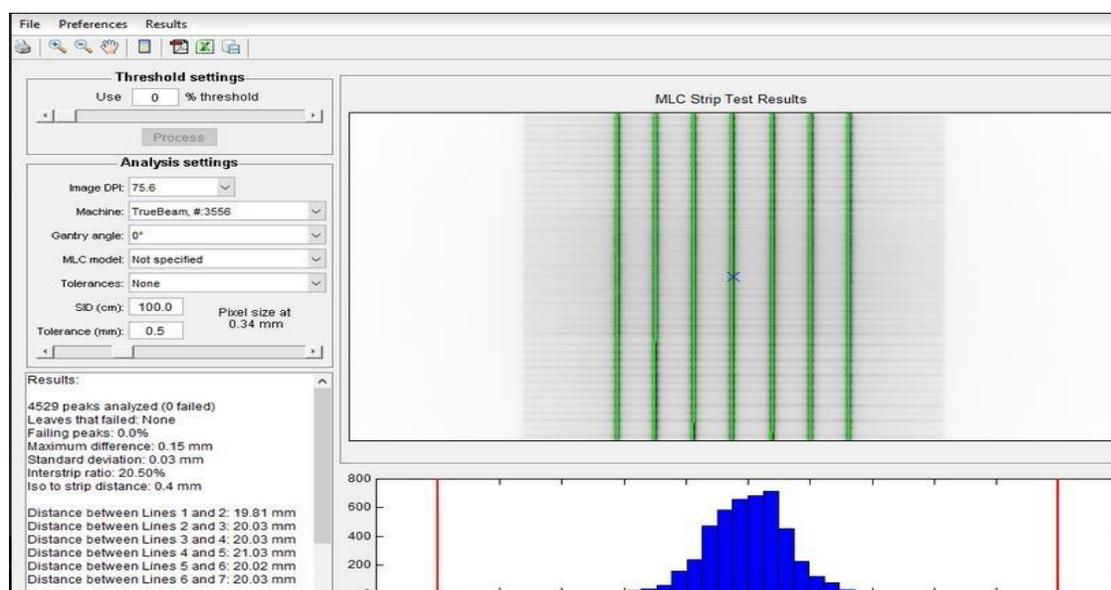


Figura 4.12 Resultado de análisis de Picket Fence en el DoseLab

El Quickcheck a diferencia de los otros sistemas de control de calidad, el mismo almacena sus datos en la memoria interna del dispositivo. Para el manejo del interfaz del Quickcheck (Figura 4.13) se hizo necesario leer el manual de instrucciones del mismo para saber en qué distancia fuente-superficie se debía ubicar, además de cómo se debía trabajar con los compensadores que el dispositivo tiene para las energías sin filtro aplanador, por lo que se hizo necesario el manual para entender cada una de los resultados (Figura 4.14) que se muestran en la interfaz del maniquí.

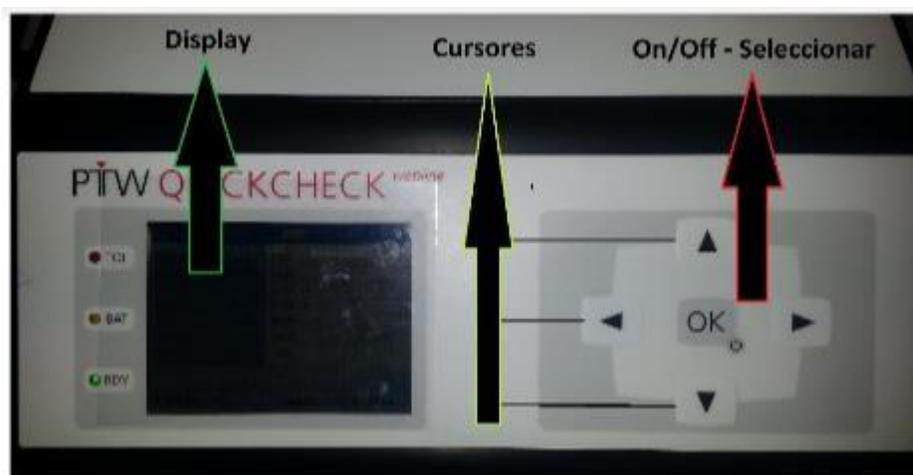


Figura 4.13 Interfaz de manejo del Quickcheck

| Parameter | Value | Status |
|-----------|--------|--------------------|
| Unit | Primus | CAX 100.9 ✓ |
| Energy | PHS MV | FLAT 102.6 ✓ |
| MU | 100 | SYM GT 100.5 ✗ |
| Field | 10x10 | SYM LR 100.3 ✓ |
| SDD | 100 | BQF 16.8 ✗ |
| Gantry | 0% | RATE 137.2 cGy/min |
| Wedge | 0% | TIME 21.0 s |

Figura 4.14 Interfaz de resultado del Quickcheck

Otro de los maniqués utilizados durante la práctica en la Fundación Valle del Lili es el Catphan (Figura 4.16), maniqué especializado en el control de imágenes Kv y Mv para realizar el control de calidad, con este maniqué lo primero que se hizo fue crear un plan de tratamiento en el sistema de planeación, una vez creado el plan en el eclipse se procedió a agendar el paciente para tratarlo en la máquina.

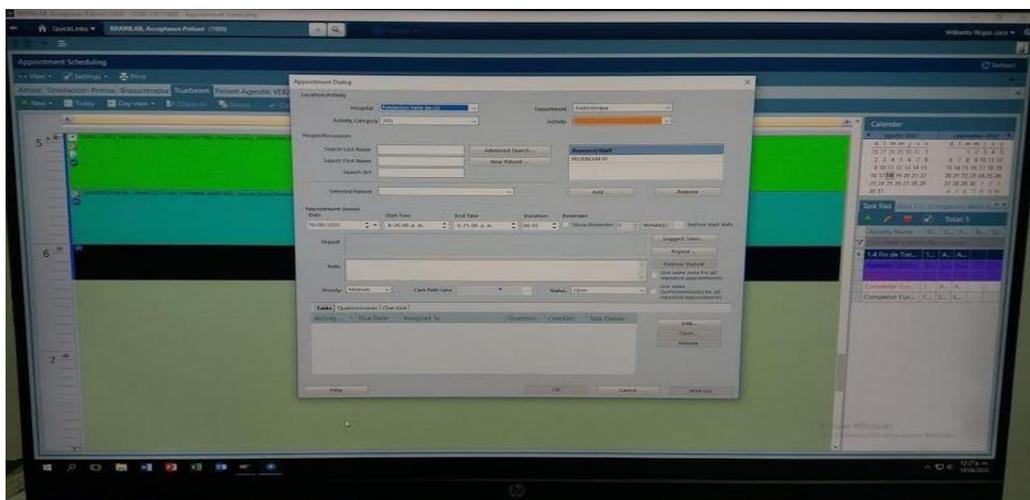


Figura 4.15 Agendamiento del paciente creado en eclipse.

Una vez agendado el paciente (Figura 4.15) se procedió a llevar el maniquí al equipo de tratamiento el cual viene en una caja de madera, siendo esta su soporte de posicionamiento la cual va a ir ubicado en la mesa de tratamiento.

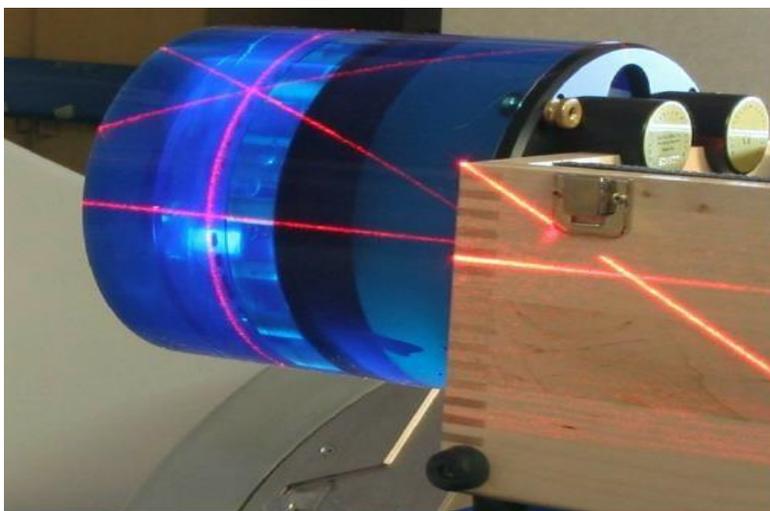


Figura 4.16 Posicionamiento del Catphan.

Así como se observa en la imagen (Figura 4.16), es como debe quedar posicionado el maniquí, el cual tiene unos puntos que indican donde debe ir los láseres de la sala de tratamiento, cabe resaltar

que en el interior de la caja hay un nivel el cual ayuda a un mejor posicionamiento del maniquí, ya ubicados los láseres en cada uno de los puntos, lo que sigue es agregar imágenes en el equipo para tomarles un Cone Beam CT. Para tomar este Cone Beam CT se escoge un protocolo de los que se crea en el plan de tratamiento según sea el caso; tórax, pelvis o cabeza.

Una vez medido los diferentes protocolos estos resultados fueron analizados en el software de imágenes DoseLab (Figura 4.17), el cual es el encargado de arrojar los resultados de contraste, resolución espacial, distorsión geométrica entre otras variables.

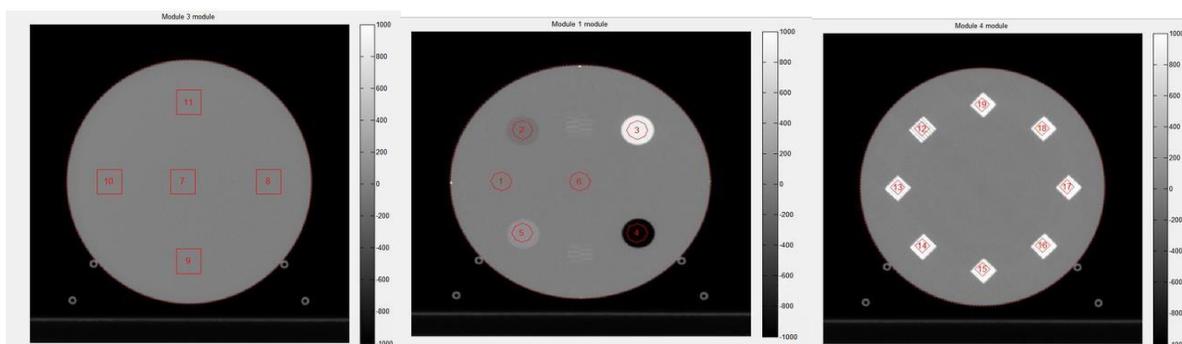


Figura 4.17 Análisis del Catphan en el DoseLab

Una vez tomados todos los datos de cada uno de los maniqués se procedió a realizar un análisis de factibilidad donde se determinó cual es más adecuado para garantizar la calidad de los tratamientos del paciente y se compararon los tiempos de cada prueba para tener una estimación de los tiempos que tarda cada prueba debido al gran flujo de pacientes que se tiene en el servicio de radioterapia en la Fundación Valle del Lili. Lo que se hizo con este trabajo fue encontrar un método de control de calidad el cual brinde eficiencia, calidad y reducción en el tiempo de operación. Para encontrar el método más eficiente lo que se hizo fue una comparación de cada uno de los métodos tradicionales con respecto al MPC y de esta manera garantizar la eficiencia de los resultados en cada una de las pruebas realizadas, ya sea en calidad de imagen, estado de las láminas, isocentro de radiación, calidad del haz, planicidad y simetría.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El MPC (Machine Performance Check) con el que cuenta el acelerador lineal TrueBeam se caracteriza por ser una herramienta basada en imágenes totalmente integrada para evaluar el rendimiento de las funciones críticas de TrueBeam a diario y de esta manera tener un registro y monitoreo de las fallas que puede presentar el acelerador antes de arrancar la jornada de trabajo. Las pruebas MPC se basan en imágenes EPID y OBI con el maniquí IsoCal y las pruebas se dividen en dos categorías: las comprobaciones de constancia del haz y las comprobaciones geométricas. El estado del LINAC es analizado semanalmente y en caso de ver alguna anomalía se hace el correspondiente aviso al físico médico del servicio el cual tomará la decisión de qué acción tomar sobre el estado del acelerador lineal.

En la realización de cada una de las pruebas realizadas se partió del TG 142 el cual nos indica con qué constancia se deben realizar las pruebas a comparar con el sistema de control de calidad MPC. Cada una de las pruebas realizadas en este trabajo busca comprobar que los valores que arroja el MPC concuerden con los valores que arrojan los sistemas de control de calidad tradicional al realizarlos en el mismo acelerador TrueBeam.

5.1 Comparación de Quickcheck (PTW) vs MPC (Varian)

En esta parte se va analizar la calidad del haz de salida ya que el MPC toma ese parámetro en cuanto a la hora de realizar las pruebas a diferencia de la prueba de Quickcheck que hace un control más completo evaluando planicidad, simetría y calidad del haz, parámetros los cuales el MPC no evalúa y son de gran importancia porque a partir de estos parámetros se logra determinar si es necesario la intervención del físico médico o del ingeniero en el acelerador lineal debido a que si alguno de los parámetros no se encuentra en las tolerancias establecidas en la línea base del acelerador no es posible irradiar a los pacientes, cabe resaltar que el Quickcheck tiene un fácil posicionamiento lo que lo hace muy práctico y rápido a la hora de realizar una prueba donde se quiera determinar el comportamiento del haz del acelerador lineal. En la tabla 5.1 se encuentran los datos tomados con el maniquí Quickcheck para las energías que se usan en el acelerador lineal Truebeam las cuales son datos tomados diariamente por parte de los tecnólogos antes de iniciar la jornada laboral.

Cabe resaltar que estos valores son tomados con una distancia fuente superficie de 100 cm para las energías de 6MV y 10 MV en las energías de 6FFF Y 10FFF se hace necesario utilizar los compensadores correspondientes a cada una de las de las energías mencionadas anteriormente.

Tabla 5.1. Dosis en el eje central con todas las energías para el Quickcheck

| Energía | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 |
|---------|-----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 6 | 100 | 99,68 | 100,25 | 99,52 | 99,68 | 98,57 | 99,37 | 100,27 | 99,52 | 100,4 | 100,68 |
| 6FFF | 100 | 102,46 | 101,68 | 103,02 | 100,78 | 101,98 | 102,54 | 100,79 | 104,2 | 105,78 | 100,6 |
| 10 | 100 | 104,67 | 100,61 | 101,1 | 100,85 | 101,32 | 101,66 | 102,05 | 100,74 | 102,45 | 101,03 |
| 10FFF | 100 | 103,4 | 102,45 | 102 | 102,76 | 103,02 | 100,98 | 101,78 | 102,45 | 102,45 | 103,08 |

| Energía | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | 21 | 22 | 23 |
|---------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 6 | 100,44 | 100,56 | 100,82 | 99,98 | 102,34 | 100,78 | 99,78 | 105,3 | 102,02 | 100,04 | 102,03 | 100,06 |
| 6FFF | 101,76 | 100,89 | 100,43 | 103 | 102,98 | 102,45 | 101,34 | 104,35 | 101,78 | 100,67 | 103,2 | 100,98 |
| 10 | 98,87 | 101,04 | 99,99 | 100,02 | 101,87 | 101,03 | 104,04 | 102,23 | 105,03 | 100 | 104,65 | 100,76 |
| 10FFF | 101,3 | 102,45 | 100,98 | 100,87 | 102,45 | 101,68 | 103,02 | 101,26 | 102,56 | 100,89 | 104,9 | 103,56 |

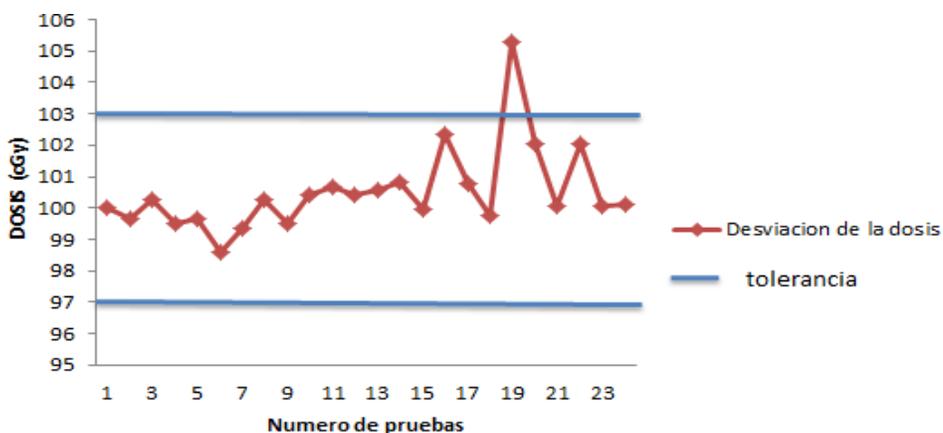


Figura 5. 1. Dosis en el eje central con energía de 6 MV (Quickcheck)

En la figura 5.1 se ve el comportamiento de la energía de 6MV con el maniquí Quickcheck donde se observa un buen comportamiento que se ubica dentro de las tolerancias permitidas (97-103 cGy) por los protocolos internacionales de la AAPM y el TG 142. Además se logra observar que hay uno de los datos por fuera de la tolerancia esto puede ser debido a un mal posicionamiento del maniquí o en su mayor defecto por que el haz no se encuentra calibrado.

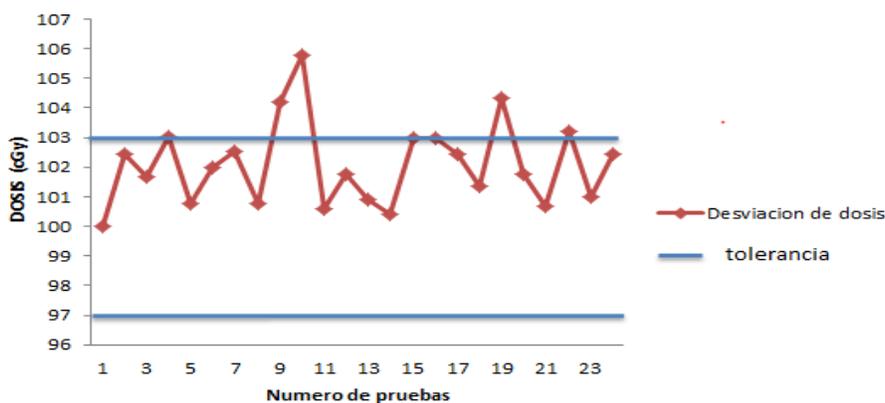


Figura 5.2. Dosis en el eje central con energía de 6 FFF (Quickcheck)

La Figura 5.2 es la correspondiente para la energía 6FFF con el maniquí Quickcheck donde se puede observar varios valores por fuera de la tolerancia, el principal factor que influye en este caso

es el posicionamiento del maniquí por parte del tecnólogo y además el adecuado uso de los compensadores, pero ese no es el único motivo, la calibración también puede influir para que se presenten estas diferentes variaciones en la gráfica.

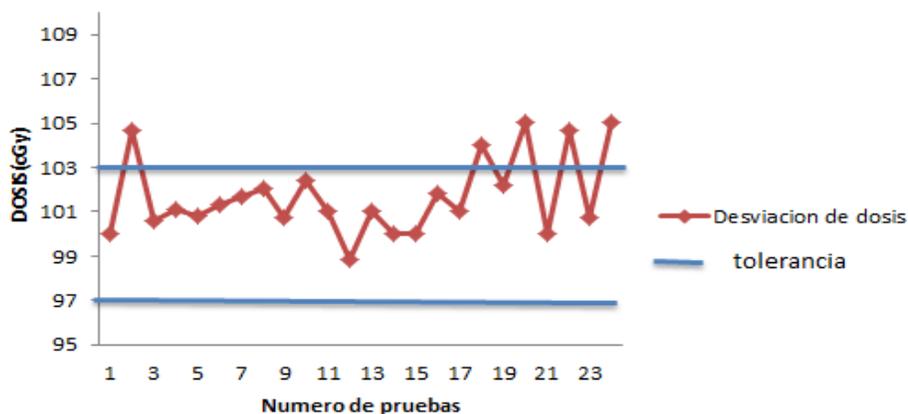


Figura 5.3. Dosis en el eje central con energía de 10 MV (Quickcheck)

La figura 5.3 corresponde a la energía de 10MV con el Quickcheck en esta figura podemos ver un comportamiento particular debido a que las diferentes fluctuaciones se presentan en los últimos datos tomados y a partir de esto se puede inferir que esto ocurre por mal posicionamiento del maniquí debido a que es muy poco probable que el haz del acelerador lineal se descalibre tan frecuentemente.

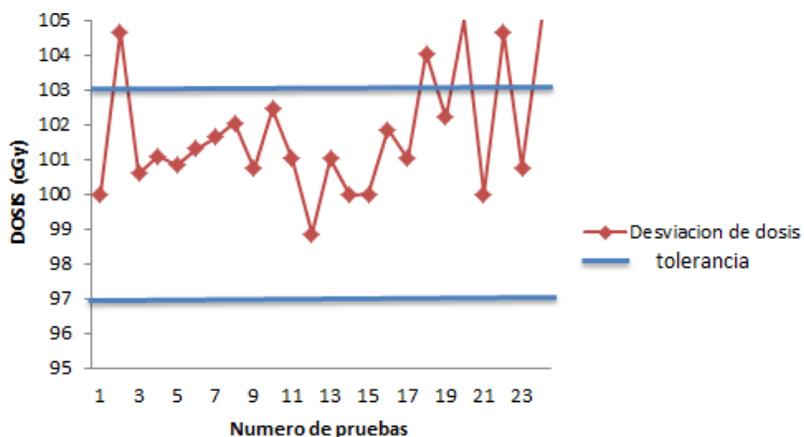


Figura 5.4. Dosis en el eje central con energía de 10 FFF (Quickcheck)

El resultado con el maniquí Quickcheck para la energía 10FFF presenta un comportamiento muy

similar al de la figura 5.3 es por esta razón que se llega a la hipótesis que el principal motivo es por posibles errores humanos debido a las variaciones tan continuas por fuera de la tolerancia (97-103 cGy).

Tabla 5.2 Haz de salida para toda la energía con el MPC (Machine Performance check)

| Energías | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 |
|----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 6MV | 101,3 | 102,3 | 100,3 | 101,3 | 100,7 | 99,7 | 100,6 | 99,7 | 101,3 | 102,3 | 101,6 |
| 6FFF | 102,4 | 101,3 | 102,3 | 104,2 | 101,3 | 102,4 | 101,3 | 100,8 | 103,8 | 102,4 | 100,9 |
| 10MV | 100,7 | 103,6 | 100,4 | 102,3 | 100,8 | 101,4 | 100,7 | 102,4 | 100,3 | 101,2 | 100,2 |
| 10FFF | 99,8 | 104,5 | 101,6 | 102,1 | 103,2 | 101,9 | 100,8 | 102,8 | 101,9 | 102,9 | 103,5 |

| Energías | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | 21 | 22 | 23 |
|----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 6MV | 102 | 101 | 99,8 | 102,4 | 102 | 99,7 | 103,3 | 100,4 | 104,2 | 103,2 | 101 | 98,5 |
| 6FFF | 100,3 | 101,6 | 100,9 | 103,5 | 101,6 | 103,2 | 100,8 | 103,2 | 100,2 | 102,3 | 104,2 | 100,8 |
| 10MV | 100,4 | 102,4 | 98,8 | 100,2 | 102,9 | 102 | 103,5 | 101,4 | 103,7 | 99,3 | 102,4 | 101,9 |
| 10FFF | 100,8 | 103,4 | 100,9 | 99,8 | 102,9 | 101,7 | 104,2 | 100,4 | 102 | 101,7 | 101,7 | 103,7 |

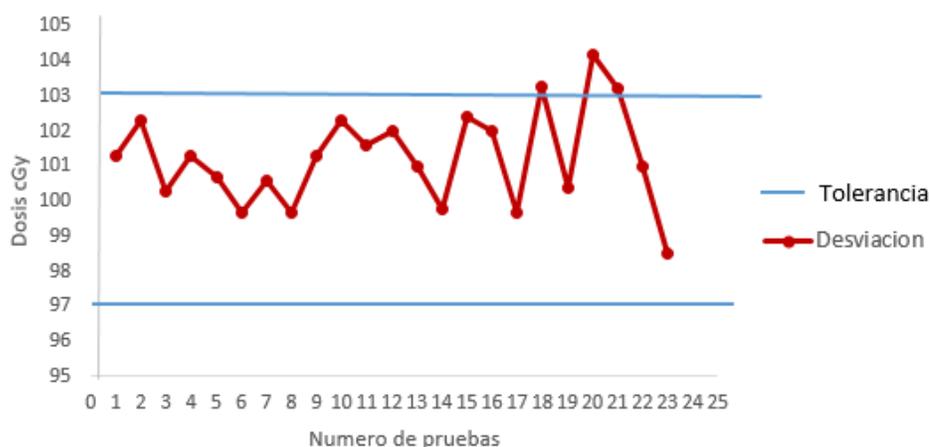


Figura 5.5. Haz de salida energía de 6MV con el MPC (Machine Performance check)

En la Figura 5.5 para la prueba realizada con el MPC con la energía de 6MV se logró ver un comportamiento acorde a lo establecido por los protocolos internacionales debido a que la gran mayoría de los datos se encuentran dentro de la tolerancia establecida (97-103 cGy), al igual que con la prueba del Quickcheck para la misma energía (Figura 5.1), los valores que se encontraron por fuera de la tolerancia pueden ser debido a falta de calibración del haz en el acelerador lineal , en comparación con el Quickcheck en el MPC el error humano está presente en menor medida ya que el maniquí Isocal tienen la ventaja de que se posiciona solo con cargar el plan de tratamiento según el tipo de energía que se vaya a trabajar, en el caso del Quickcheck se debe alinear el maniquí con los láseres de la sala y la distancia fuente superficie variables que dependen del observador que esté realizando la prueba.

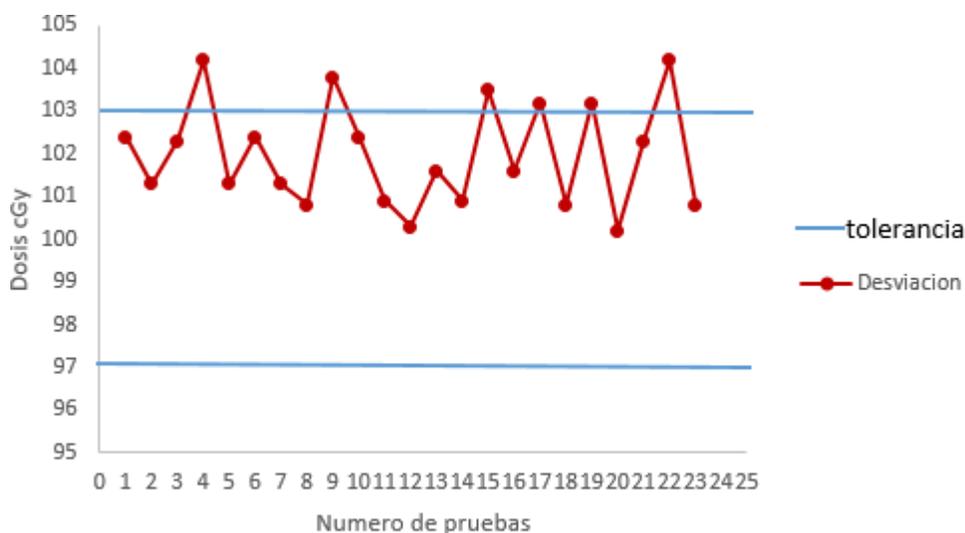


Figura 5.6. Haz de salida energía de 6FFF con el MPC (Machine Performance check)

En la Figura 5.6 se pudo observar que diferentes valores estaban por fuera de la tolerancia (97-103cGy) admitida lo cual llevó a pensar que el acelerador es muy inestable en cuanto a su salida del haz se refiere, aunque esa no es la única consecuencia, en algunos casos puede estar inmersos errores humanos como el cambio o movimiento de alguna parte del acelerador por parte del ingeniero que pueda influir en la variación en la salida del haz, debido a esto se hizo necesario que cada vez que el ingeniero haga una intervención donde se mueva algo con respecto al haz, se debe hacer una nueva línea base de los dos sistemas de medidas Quickcheck y MPC.

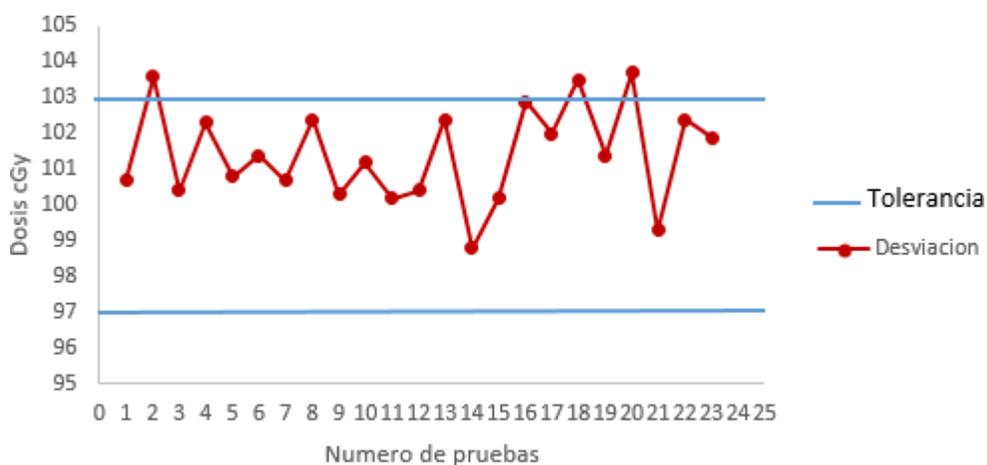


Figura 5.7. Haz de salida energía de 10 MV MPC (Machine Performance check)

En la Figura 5.7 se observó un comportamiento muy similar al de la Figura 5.3 lo que indica que los dos métodos de comparación son complementarios y además son de excelente ayuda para el control diario antes de iniciar la jornada laboral y además de soporte para mirar cómo se comporta el haz dosimétricamente y de esta manera ser un soporte para las pruebas mensuales y trimestrales que se le hacen al acelerador lineal.

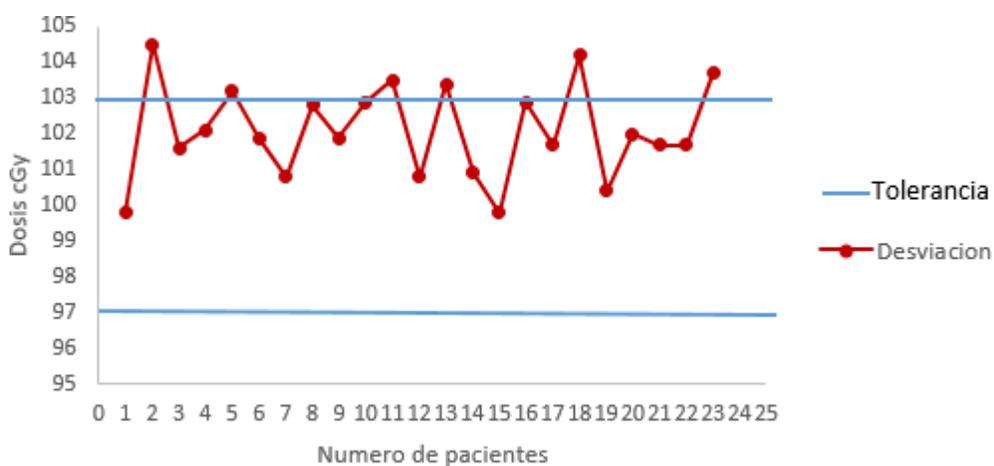


Figura 5.8. Haz de salida energía de 10FFF MPC (Machine Performance check)

En la Figura 5.8 se miró un comportamiento relativamente bueno en el que la gran mayoría de los datos están dentro de la tolerancia establecida, algunos de los datos que están por fuera del rango de tolerancia, puede ser debido a algunas causas mencionadas anteriormente como la calibración del haz o en su mayor defecto intervención del ingeniero.

Analizando las gráficas anteriores podemos ver que la salida del haz se comporta relativamente bien en los dos métodos de comparación presentando algunos picos por fuera del rango lo cual nos indica que es necesario hacer calibración del sistema portal de imágenes en el caso del MPC para realizar esta calibración Se requiere de un mapa de corrección de píxeles actualizado y, a partir de cada imagen, se utiliza una comparación con la imagen de línea de base definida por el usuario para determinar los cambios en la salida, la posición del centro del haz y la uniformidad del haz. En el Quickcheck estos picos como se mencionó anteriormente se pueden presentar debido a un mal posicionamiento del dispositivo o en su mayor defecto por falta de calibración del haz del acelerador. Observando las gráficas y los resultados de los diferente tipos de energía que trabaja el acelerador, los dos métodos de comparación responden de manera favorable demostrando así que el MPC es un sistema de medición confiable en lo que comprobación del haz se refiere, la desventaja que puede presentar el MPC con respecto al Quickcheck es el tiempo de realización de la prueba y los demás parámetros evaluados en el Quickcheck como planicidad y simetría que el MPC no evalúa, pero es de recalcar que los dos métodos de comparación son complementarios para tener un buen chequeo diario antes de arrancar la jornada laboral.

5.2 Comparación del Picket Fence vs MPC (Varían)

La precisión de posicionamiento de cada hoja de las multiláminas del colimador se determina mediante un patrón de hojas estáticas con hojas alternas. Se mide como la distancia entre la punta de la hoja del MLC y su línea central (Figura 5.9). La línea central se define como la línea que pasa por el centro de rotación del MLC que es perpendicular a los bordes de las hojas, Las posiciones de las hojas se miden usando EPID y la posición de cada hoja se determina con relación al eje de rotación del colimador determinado a partir de una serie de campos MLC rotados por el colimador. Para la prueba de Picket Fence, protocolos internacionales recomiendan que la prueba se realice mensualmente, pero en este caso se hizo de forma semanal (Tabla 5.3) debido a que el equipo tiene un gran flujo de pacientes y esto puede producir desgaste en el sistema de multiláminas. La prueba del MPC a diferencia del Picket Fence es una prueba diaria, en este caso lo que se hace es tomar los valores de MPC diarios sacar un promedio para de esta forma tener obtener un valor semanal como se puede observar en la (Tabla 5.4) y de esta forma poder comparar los resultados obtenidos en los dos métodos los cuales tiene una tolerancia de 1mm según lo recomienda el TG-142.

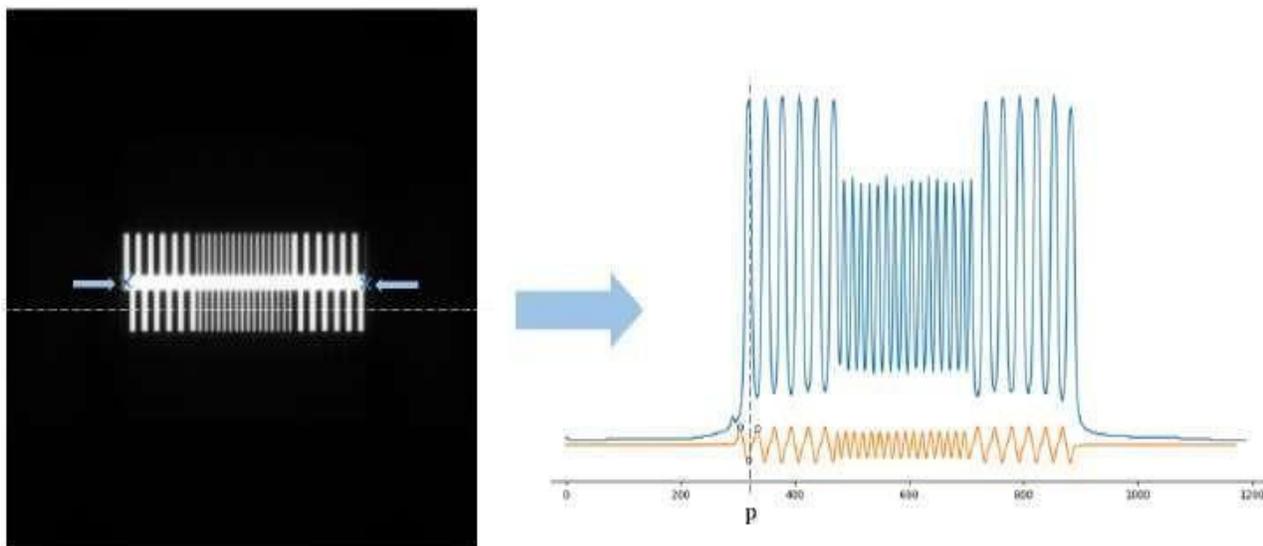


Figura 5.9 Ilustración del método propuesto para determinar la posición central de las hojas del colimador mediante el MPC

Tabla 5.3. Picket Fence, desviación de las MLC del acelerador lineal.

| Semanas | Desviación de las láminas (mm) |
|-----------|--------------------------------|
| Semana 1 | 0,59 |
| Semana 2 | 0,70 |
| Semana 3 | 0,93 |
| Semana 4 | 0,83 |
| Semana 5 | 0,97 |
| Semana 6 | 0,86 |
| Semana 7 | 0,85 |
| Semana 8 | 0,74 |
| Semana 9 | 0,63 |
| Semana 10 | 0,65 |
| Semana 11 | 0,73 |
| Semana 12 | 0,66 |
| Semana 13 | 0,48 |
| Semana 14 | 1,09 |
| Semana 15 | 0,95 |
| Semana 16 | 0,47 |
| Semana 17 | 0,78 |
| Semana 18 | 0,62 |
| Semana 19 | 0,84 |
| Semana 20 | 1,06 |

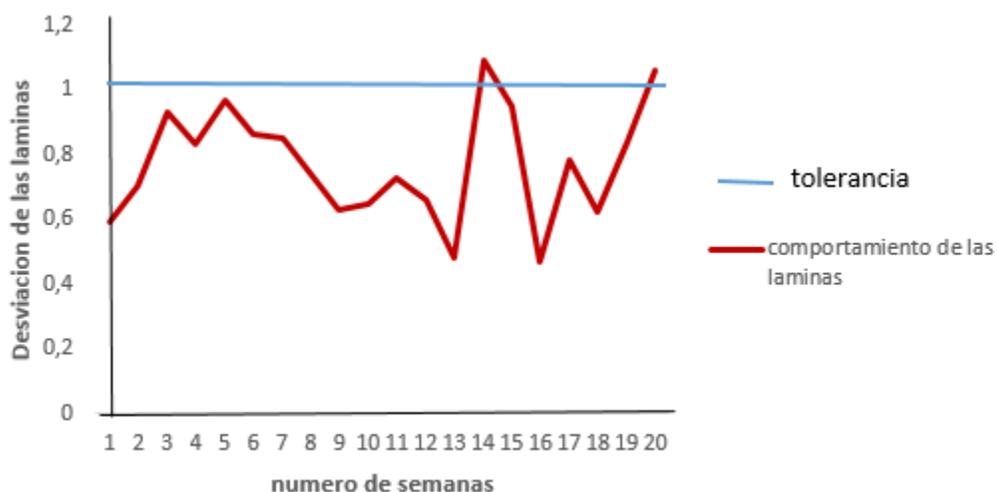


Figura 5.10. Picket Fence

En la Figura 5.10 se logró ver un buen comportamiento según la tolerancia establecida (19%-21%), esto en gran medida se debe al control exhaustivo que se le hace al acelerador constantemente, como la calibración del detector de imágenes el cual juega un papel importante en los datos obtenidos ya que al presentar alguna dificultad en el sistema de imágenes los datos pueden llegar a presentar diferentes fluctuaciones que llevarían a que los datos estén por fuera del rango de tolerancia. La prueba de Picket Fence es una prueba que utiliza poco tiempo en máquina además de ser una prueba muy completa en cuanto al estado de las láminas se refiere ya que con esta misma prueba se evalúan otros parámetros como la velocidad del gantry y la velocidad de las láminas parámetros que son importantes para determinar que tanto desgaste tienen las láminas dependiendo la técnica de tratamiento que se utilice, y además la velocidad de las láminas es parte esencial para verificar que la dosis que se prescribe en el planeador sea igual a la dosis que se suministra en el acelerador lineal.

Tabla 5.4. MPC (Machine Performance Check), desviación de las MLC en el acelerador lineal.

| Semanas | Desviación de las láminas(mm) |
|-----------|-------------------------------|
| semana 1 | 0,78 |
| Semana 2 | 0,96 |
| Semana 3 | 0,89 |
| Semana 4 | 0,77 |
| Semana 5 | 0,88 |
| Semana 6 | 0,51 |
| Semana 7 | 0,79 |
| Semana 8 | 0,69 |
| Semana 9 | 0,79 |
| Semana 10 | 0,77 |
| Semana 11 | 0,89 |
| Semana 12 | 0,85 |
| Semana 13 | 0,79 |
| Semana 14 | 0,99 |
| Semana 15 | 0,88 |
| Semana 16 | 0,81 |
| Semana 17 | 0,68 |
| Semana 18 | 0,90 |
| Semana 19 | 0,78 |
| Semana 20 | 0,95 |

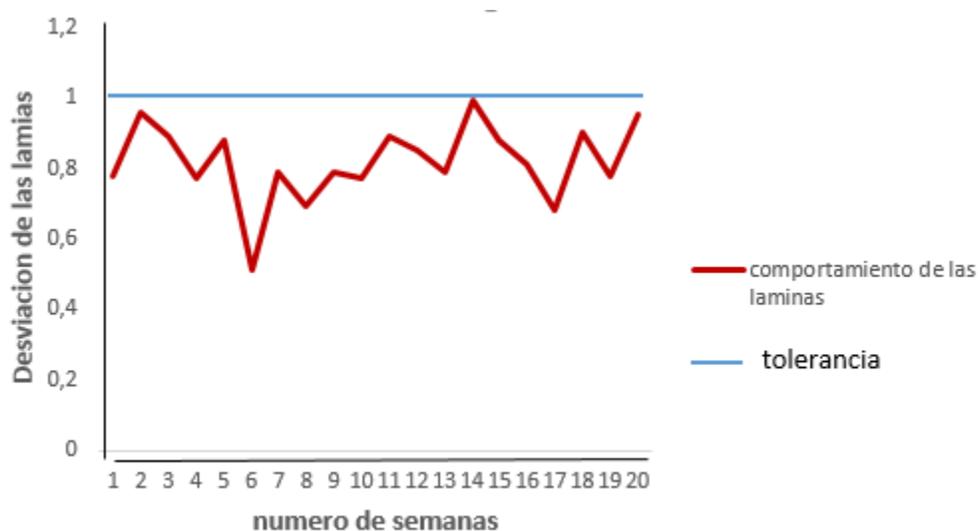


Figura 5.11. MPC (Machine Performance Check)

En la Figura 5.11 se observa que los resultados de la desviación media del MPC siempre tuvieron un comportamiento similar a los resultados medidos con el picket fence y que ambos métodos están dentro de la incertidumbre, a partir de esto se puede decir que la MLC estaba idealmente calibrada. Los resultados muestran cómo el valor de desplazamiento máximo del MPC corresponde al valor equivalente del picket fence, indican que los valores son muy estables en ambos métodos presentando variaciones muy pequeñas que promedian aproximadamente 0,7mm. Ambos métodos tienen características comunes como la adquisición de datos con el detector EPID y de referencia espacial al centro de rotación del colimador, por tanto, no dependen del posicionamiento del detector.

El MPC es una herramienta muy útil para el control diario del acelerador lineal la cual sirve como un complemento para la prueba de Picket Fence y de esta manera con los dos métodos de comparación se puede llevar un control detallado del estado de las láminas del acelerador y así cumplir con uno de los objetivos que establecen los protocolos internacionales el cual es garantizar una desviación de las multiláminas menor a 1mm. Durante las pruebas de control de calidad se logró analizar que hay varios factores que pueden contribuir al hecho de que las hojas del colimador fallen, que no han sido identificadas durante el control de

calidad, por ejemplo el desgaste provocado por el movimiento exhaustivo es la causa principal, por esta razón es necesario cada vez que se presente un fallo de MLC realizar una prueba de picket fence .

5.3 Winston Lutz vs. MPC (Varian)

Un equipo dedicado a radiocirugía necesita una precisión mecánica que asegure niveles de incertidumbre acordes a la técnica, es por esta razón que el test de Winston Lutz es una prueba muy importante encargada de determinar si todos los componentes de un acelerador lineal dedicado a radiocirugía requieren un ajuste mecánico estereotáxico, de tal manera que asegure que el error total sea menor a 1mm valor de la tolerancia que recomienda el TG142 para la desviación del isocentro de radiación.

Para la prueba de Winston-Lutz (WL) se tomaron datos de forma mensual (Tabla5.5) donde se logra ver la desviación que presentó el isocentro de radiación cada mes valores que tiene una tolerancia de 1mm según lo recomienda el TG 142. El isocentro de un acelerador lineal se determina como la intersección de los ejes centrales de radiación de múltiples ángulos del gantry, colimador y mesa.

En la prueba de MPC se tomaron los datos de forma diaria, pero para hacer una comparación con el WL se hizo un promedio de los datos para sacar una tabla mes a mes (Tabla 5.6) donde al igual que la (Tabla5.5) representan valores de variación del isocentro de radiación con respecto a los parámetros de gantry , camilla y colimador.

Tabla 5.5. Winston Lutz Test, valores promedio de la desviación del isocentro de radiación

| MESES | DEFERENCIA(mm) |
|------------|----------------|
| Enero | 0,84 |
| Febrero | 1,11 |
| Marzo | 0,69 |
| Abril | 0,71 |
| Mayo | 0,61 |
| Junio | 0,53 |
| Julio | 0,71 |
| Agosto | 0,96 |
| Septiembre | 0,74 |
| Octubre | 0,65 |
| Noviembre | 0,64 |
| Diciembre | 0,91 |

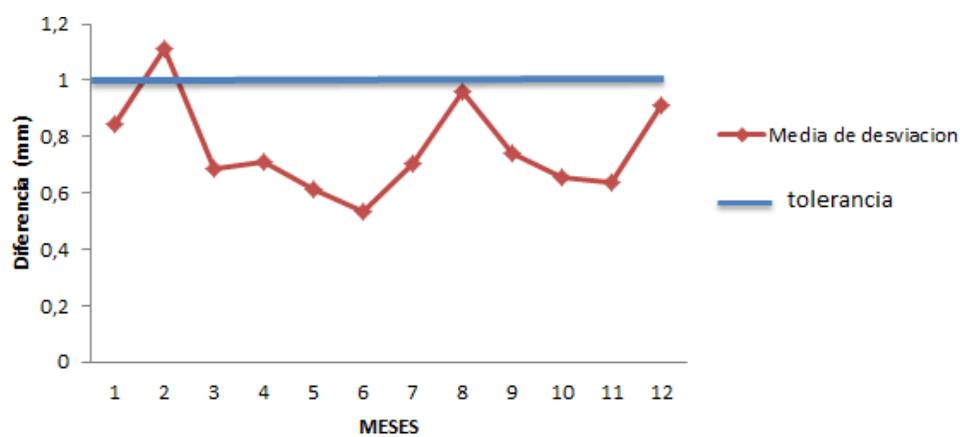


Figura 5.12. Winston Lutz Test

En la Figura 5.12 se logró analizar que la prueba de Winston Lutz tuvo un comportamiento acorde con el rango de tolerancia establecido esto fue debido a que se hace un control de calidad donde se verifican todos los parámetros que pueden influir en variación del isocentro de radiación.

Tabla 5.6. Prueba de isocentro (MPC), valores de desviación del isocentro de radiación del isocentro

| MESES | DIFERENCIA (mm) |
|------------|-----------------|
| Enero | 0,86 |
| Febrero | 0,81 |
| Marzo | 0,76 |
| Abril | 0,95 |
| Mayo | 0,96 |
| Junio | 0,86 |
| Julio | 1,00 |
| Agosto | 1,07 |
| Septiembre | 0,92 |
| Octubre | 0,82 |
| Noviembre | 1,09 |
| Diciembre | 0,75 |

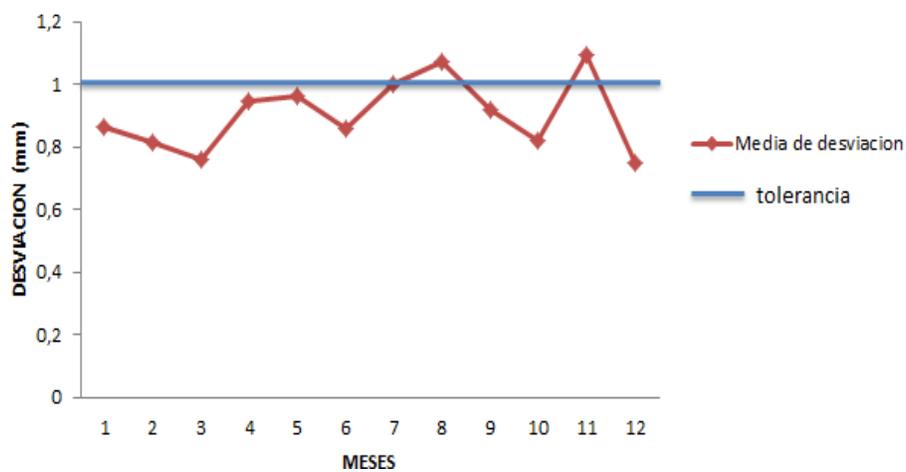


Figura 5.13 Prueba de isocentro (MPC)

En la figura 5.13 se pudo ver que el acelerador lineal es muy estable presentado variaciones dentro del rango de tolerancia (1mm) todo esto es debido a lo mencionado anteriormente que con el programa de control de calidad se hizo un monitoreo constantemente sobre las posibles variables que pueden afectar estas medidas como lo son la inestabilidad del haz y estado de las láminas MLC principales, factores que pueden llegar alterar la desviación del isocentro mecánico del acelerador lineal.

El aseguramiento de la calidad (QA) los de aceleradores lineales es complejo, fundamental y requiere mucho tiempo, el MPC es una prueba que lleva menor tiempo de realizar que el Winston Lutz lo cual es una ventaja importante, además, el MPC al ser diario y mostrar unos resultados tan favorables se puede considerar una excelente herramienta que con ayuda del Winston Lutz pueden garantizar un excelente estado del isocentro de radiación del acelerador.

5.4 Catphan con el MPC (Varian).

Las imágenes son esencialmente una matriz bidimensional con distintos valores en una escala de grises para cada una de sus entradas, llamadas pixeles. Al valor en la escala de grises de cada pixel se le llama valor de pixel. Cuando se trabaja con imágenes digitales se puede evaluar la calidad de las imágenes midiendo los valores de pixel en ciertas regiones de interés de los maniquís.

El QA de las imágenes está establecido en el TG-142 en la cual se recomiendan las verificaciones de la calidad de las imágenes (contraste, resolución y ruido), las cuales se determinan para los modos de calibración y energías a utilizar por el acelerador lineal.

Para el control de calidad de las imágenes el Catphan es una herramienta muy eficaz debido a su estructura y composición esta adquisición se realiza basándose en técnicas de segmentación de imágenes y las características geométricas del propio maniquí. Las imágenes son adquiridas en formato DICOM y analizadas dependiendo del tratamiento elegido.

En esta parte del trabajo se logró analizar que los dos métodos de comparación son muy útiles para el control de calidad de las imágenes debido a que utilizan el mismo detector (EPID) para la recolección de imágenes, el MPC está diseñado para recibir imágenes de portales y transformar los valores de intensidad de píxeles en información geométrica. El Catphan presenta una gran ventaja en comparación al MPC ya que hace un análisis más exhaustivo sobre el control de calidad de imágenes evaluando varios parámetros como lo son la distorsión geométrica, las unidades hounsfield y la resolución, parámetros que influyen cuando al paciente se le toma el CBCT o las placas de verificación del posicionamiento del paciente. Además, no se pueden comparar gráficamente debido a que el MPC en su reporte no muestra resultados cuantitativos si no que hace una comparación con las imágenes que tiene de referencia de la línea base y a partir de esto determina si los resultados se encuentran dentro umbral o fuera del umbral de referencia. Para la adquisición de imágenes el MPC toma una imagen de la línea base definida previamente y hace una comparación con la imagen adquirida durante el control de calidad, el resultado que se logra ver en el informe del MPC corresponde al valor medio del cambio de porcentaje de intensidad entre las dos imágenes y a partir de lo anterior el informe reporta si se encuentra dentro o fuera del umbral de la línea base. En el tiempo de duración de cada una de las pruebas el MPC presenta mejores resultados porque el Catphan es un maniquí mucho más robusto comparado con el Isocal phantom lo que hace que el posicionamiento del maniquí sea mucho más demorado.

6. Conclusiones

A partir de las comparaciones de los controles de calidad realizados en el equipo TrueBeam se logra concluir que el MPC es una gran herramienta para los controles de calidad diarios para todas las energías que se trabaja en el acelerador lineal, su tolerancia del 2% según lo indica el fabricante y los manuales de Varian sería suficiente para tener una verificación correspondiente de los parámetros que pueden influir durante el tratamiento de un paciente en el acelerador, lo ideal para tener un control más exhaustivo de cada uno de los parámetros del acelerador es realizar las pruebas de Winston luzt, catphan, picket fence y quickcheck debido a que evalúan parámetros que el MPC no toma en cuenta como la velocidad de las láminas, el ruido, la distorsión geométrica, las unidades hounsfield y el estado de los láseres de la sala.

De la implementación y experiencia previa en el uso rutinario de los dos métodos de control de calidad en el TrueBeam se concluye que el MPC es el sistema que permite optimizar tiempo y recursos pues este sistema posee grandes ventajas por su fácil manejo y además por su practicidad en el posicionamiento ya que al cargar el plan de tratamiento este se posiciona solo.

Si bien está demostrado que los controles de calidad tradicionales tienen mucha más ventaja que el uso del MPC ya que estos controles de calidad son el método de referencia para la validación y verificación del acelerador, los dos sistemas son complementarios y se deben mantener simultáneamente en disponibilidad en el servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili para garantizarles a los paciente tratamientos de calidad.

Finalmente es muy importante resaltar que durante el desarrollo de este trabajo de grado representó una experiencia de investigación aplicada muy gratificante y de gran valor para mi formación personal como Ingeniero Físico y para la optimización de los controles de calidad en el servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili.

Lecciones aprendidas:

En mi proceso de aprendizaje durante las pasantías en la Fundación Valle del Lili adquirí conocimientos muy importantes sobre radioterapia, anatomía y física, durante este año de pasantías aprendí a realizar controles de calidad dosimétricos como mecánicos de los aceleradores lineales también adquirí conocimientos en el proceso de calibración y medidas con las películas radiocrómicas, además del uso de maniquís como el octavius de PTW, con el Lucy phantom para hacer los procedimientos de control de calidad a pacientes de radiocirugía.

Durante este proceso se aprendió a manejar el software mephysto de PTW con el cual se hace el análisis de tratamientos de pacientes, se realiza medidas dosimétricas y absoluta de dosis. Durante mi pasantía también aprendí hacer el proceso de verificación de la dosis que se le suministra al paciente durante el tratamiento de TBI (irradiación corporal total) es un tratamiento importante en el proceso de trasplante de célula madre (médula ósea). Antes de recibir el trasplante.

En este proceso al igual que en otros siempre hubieron dificultades pero gracias al gran grupo de trabajo de radioterapia se pudo realizar de la mejor manera posible uno de las grandes dificultades que se presentaron durante el proceso fue encontrar una prueba eficiente capaz de evaluar la camilla en sus movimientos debido a que la camilla es una camilla 6D a diferencia de las otras los grados de libertad es mayor lo que hace más difícil controlar las diferentes variables inmersas en ella es por esta razón que es necesario resaltar que en este trabajo de control de calidad de la camilla no se evalúa y es algo que podemos encontrar en la hoja de resultados del MPC.

7. Recomendaciones

Mi principal recomendación es para los estudiantes que vienen a realizar proceso de práctica en radioterapia es que traten de aprovechar cada instante con los físicos médicos y tecnólogos para preguntar sobre todo lo que se tenga duda porque de esta manera se van a poder adquirir conocimientos nuevos que durante el proceso universitario se conocieron teóricamente.

Es importante también antes de realizar cualquier control de calidad realizar la lectura sobre el proceso y entender que se quiere evaluar y que parámetros se deben de tener en cuenta y se los aseguro que el proceso de aprendizaje va ser muy satisfactorio.

Bibliografía

Aguayo Martos, M. A., et al, (2008). *Aproximación a la radioterapia para técnicos especialistas*, ISBN: 978-84-691-5558-5.

Alcaraz, M. (2017). *Efecto biológico de la radiación ionizante*, Universidad de Murcia, Disponible: <https://webs.um.es/mab/miwiki/doku.php>

Alcaraz, M. (2019). *Interacción de la Radiación con la Materia*, Universidad de Murcia, Disponible: <https://webs.um.es/mab/miwiki/doku.php>

Álvarez, F., et al. (2013). *Curso Básico de Ciencia y Tecnología Nuclear*, Jóvenes Nucleares Sociedad Nuclear Española.

American Association of Physicist Medicine (2016). *Report No. 283 - 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, DOI:10.1118/1.4947547.

American Cancer Society (2019). *Como se usa la radioterapia para tratar el cáncer*. Recuperado de: <https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-secundarios/tipos-de-tratamiento/radioterapia/conceptos-basicos.html>

Barrera Causil, JM. (2012). *Caracterización del haz de fotones de un Acelerador Lineal*, Tesis de doctorado, Universidad Nacional de Colombia.

Blanco, JA., et al. (2016). *Aplicaciones médicas de las radiaciones*, Nuclear España, N° 369, enero. Disponible: <http://revista.sne.es/369/>

Cassini, A., et al. (2013). *Einstein y el Efecto Compton*, Documentos Científicos, V. 11, n. 1, p. 185-209.

Castellanos, ME. (2006). *Las nuevas tecnologías: necesidades y retos en radioterapia en América*

Latina. Rev Panam Salud Pública. 20(2/3):143–50

Cendales R. (2015). *Restricciones de Dosis a Órganos Sanos en IMRT y Radiocirugía*, Centro de Control de Cáncer, ISBN: 978-958-58005-1-9.

Cendales, R. (2015). *Restricciones de Dosis a Órganos Sanos en IMRT y Radiocirugía*, Centro de Control de Cáncer, ISBN: 978-958-58005-1-9.

Cherry, RN (s.f.) Radiaciones ionizantes. Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo
Recuperado de: <https://www.insst.es/documents/94886/162520/Cap%C3%ADtulo+48.+Radiaciones+ionizantes>

Chinillach Ferrando, N. (2017). *Creación y desarrollo de un plan de control de calidad para tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT)*. Universidad de Valencia. Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Recuperado de: <https://core.ac.uk/download/pdf/93038392.pdf>

Digital Guide Ionos (2019). *Escritorio remoto: aplicación, resolución de problemas y alternativas*. Recuperado de: <https://www.ionos.es/digitalguide/servidores/know-how/escritorio-remoto-asi-funciona/>

El Hospital (2006). *Aceleradores lineales; unidades de radioterapia por cobalto*. Recuperado de: <https://www.elhospital.com/temas/Aceleradores-lineales%3B-unidades-de-radioterapia-por-cobalto+8052345?pagina=3>

El Laboratorio Fantasma (2020). *Juego Catphan® 710*. Recuperado de: <https://www.phantomlab.com/catphan-710>

Fernández, JM. (2015). *Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia*, Tesis de doctorado, Universidad de Granada, ISBN: 978-84-9125-188-0. Disponible: <http://hdl.handle.net/10481/40535>.

Gonzales, F. (2015). *Información sobre Radiaciones Ionizantes*, Sociedad Nuclear Española, noviembre.

González, AJ. (1994) *Los efectos biológicos de las dosis bajas de radiación ionizante: Una visión más completa*, Los últimos dos informes del Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (UNSCEAR) proporcionan una amplia reseña de los conocimientos actuales.

Gutiérrez Pulido, H. & Vara Salazar, R. (2009) *Control estadístico de calidad y seis sigma* Segunda edición. Mc Graw Hill. Mexico. Recuperado de: <https://www.uv.mx/personal/ermeneses/files/2018/05/6-control-estadistico-de-la-calidad-y-seis-sigma-gutierrez-2da.pdf>

Herbert, F. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, WILEY- VCH Verlag.

Instituto Zunino (2020) *Iplan/Brainlab – Sistema de planificación de tratamiento para radioterapia estereotáxica*. Recuperado de: <https://www.institutozunino.org/tecnologia/ver/13/sistemas-de-planificacion/>

Kutcher GJ, et al. (1994). *Comprehensive QA for radiation Oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40*. Med Phys.

López, C., et al. (2001). *Bases físicas y biológicas de radiodiagnóstico médico*, Universidad de Murcia.

Mancuzo, AD. (2017). *Evaluación del modelo EPID ASI200 y apuesta en funcionamiento de la dosimetría portal para diferentes energías de fotones*. Universidad Nacional de Cuyo. Maestría en física médica. Argentina. Recuperado de: <http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/669/1/1Mancuzo.pdf>

Massa JM., et al. (s.f.). *Cálculo de Dosis Absorbida en Radioterapia: Efecto Compton*. Recuperado de: <https://core.ac.uk/download/pdf/15777626.pdf>

Medicalexp (2021). *Sistema de información ARIA*. Recuperado de: <https://www.medicalexpo.com/prod/varian-oncology/product-70440-620667.html>

Moreno J.C. (2012) Electrodo de tungsteno para soldadura TIG-GTAW. Soldadura y robótica. Recuperado de: <https://www.josecarlosmoreno.com/single-post/2016/10/02/electrodos-de-tungsteno-para-soldadura-tig-gtaw>

Moran, JM., et al. (2011). *Safety considerations for IMRT: Executive summary*. PractRadiatOncol.

OIEA – Organismo Internacional de energía atómica (2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*. Recuperado de: https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1151_prn.pdf

Organización mundial de la salud (2016). *Radiaciones ionizantes: efectos en la salud y medidas de protección*. Recuperado de: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures>

Pellejero, S. et al. (2009). *Mañeru, Descripción de equipos de última generación en radioterapia externa*, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital de Navarra.

Protección radiológica de los pacientes (2012) Magnitudes y unidades de radiación. Recuperado de: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/QuantitiesUnits.htm

Quality Assurance Team for Radiation Oncology –QUATRO (2007). *Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement*, IAEA, Vienna.

RadiologyInfo.org (2019) Acelerador lineal. Recuperado de:

- <https://www.radiologyinfo.org/es/info/linac>
- RadiologyInfo.org (2020). *¿Qué es la dosis de radiación?*. Recuperado de: https://www.radiologyinfo.org/es/info/safety-hiw_09
- RadiologyInfo.org (2020b). *Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)*. Recuperado de: <https://www.radiologyinfo.org/es/info/imrt>
- Ramírez Giraldo, JC; Arboleda Clavijo, C; & McCollough C. (2008). *Tomografía computarizada por rayos x: fundamentos y actualidad*. Rev. ing. biomed. vol.2 no.4 Medellín July/Dec. Recuperado de: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622008000200008
- Reisin, HD., y Ferrara, S.J. (2004). *Efecto Fotoeléctrico*, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales Universidad de Buenos Aires, septiembre.
- Robert, N. y Cherry, Jr. (1998). *Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo, Radiaciones Ionizantes*, capítulo 48, parte VI, vol. II.
- Rodríguez, MA, y Cervantes, JL. (2006). *El Efecto Fotoeléctrico*, Universidad Autónoma del Estado de México Departamento de Física, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, ISSN: 1405-0269, México. Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=10413309>
- Rodríguez Villafuerte M., y Martínez Dávalos A. (s.f.). *El uso de los rayos X en la medicina*. Instituto de Física, UNAM. Recuperado de: <https://www.smf.mx/boletin/Oct-95/ray-med.html>
- Trujillo, CD. (2013). *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.

Wikipedia (2019). *Cámara de ionización*. Recuperado de: https://es.wikipedia.org/wiki/C%C3%A1mara_de_ionizaci%C3%B3n