

EVALUACIÓN Y CONTROL DE CALIDAD DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA
MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE DOSIMETRÍA PORTAL


JAVIER ALEJANDRO TORRES GUTIERREZ

TRABAJO DE GRADO PRESENTADO COMO REQUISITO PARCIAL PARA
OPTAR POR EL TITULO DE LICENCIADO EN FISICA

UNIVERSIDAD PEDAGOGICA NACIONAL
FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE FISICA

BOGOTA D.C.


2019

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL <small>CONSEJO NACIONAL DE EDUCACIÓN SUPERIOR</small>	FORMATO	
	RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 1 de 4	

1. Información General	
Tipo de documento	Trabajo de grado
Acceso al documento	Universidad Pedagógica Nacional. Biblioteca Central
Título del documento	Evaluación y control de calidad de tratamientos de radioterapia mediante la utilización de dosimetría portal
Autor(es)	Torres Gutiérrez, Javier Alejandro
Director	Heredia, Víctor
Publicación	Bogotá, Universidad Pedagógica Nacional, 2019, 62p
Unidad Patrocinante	Universidad Pedagógica Nacional
Palabras Claves	MANUAL, CAPACITACION, RADIACION, DETECTOR, EVALUACION GAMMA.

2. Descripción
<p>El trabajo de grado se propone desarrollar un manual para tecnólogos en radioterapia en formación y en pleno ejercicio de la carrera, como herramienta de capacitación y profundización en conocimiento y temáticas en torno al control de calidad en tratamientos mediante una pantalla detectora, partiendo de que es una práctica necesaria en todo servicio de radioterapia y el tecnólogo es parte fundamental de este proceso, a la fecha no hay una alternativa de capacitación en esta área para tecnólogos. El trabajo se divide en ocho capítulos, con los cuales se logra explicar claramente los conceptos involucrados en el control de calidad de tratamientos de radioterapia y se desarrolla la idea del manual, mostrando paso a paso cada parte del proceso y como pueden generarse errores que afectan la lectura final de estos datos esperados. Dentro de trabajo también se incluyó la implementación del manual realizado y se hizo una retroalimentación con respecto a las opiniones recibidas por parte del personal que participo en dicha implementación. Finalmente se muestran las conclusiones del trabajo, haciendo énfasis en que su pertinencia es alta y la forma de presentar el manual al público es clara y permite mejorar los procesos de control de calidad.</p>

3. Fuentes
<p>Ann Van Escha., Joŕq Bohsung, Pekka Sorvari, Mikko Tenhunen, Marta Pajusco, Mauro Iori, Per Engström, Hakkan Nystrom, Dominique Pierre Huyskens 2002. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. Irlanda. Radiotherapy and oncology 65.</p> <p>Castro j. 2015 Análisis Dosimétrico y Radiobiológico para el Aseguramiento de la Calidad en los Tratamientos de Radioterapia para Cáncer de Cabeza y Cuello con IMRT, SIB-IMRT, rapid arc. Bogotá, Colombia. Universidad Nacional.</p> <p>Edgar Falco. 2015. Dosimetría Basada en Sistema Electrónico de Imagen Portal EPID. Recuperado de</p>

	FORMATO	
	RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 2 de 4	

universidad nacional de córdoba.

Mora C. 2015 Implementación y evaluación de un sistema de dosimetría portal con EPID para radioterapia con IMRT. Bogotá, Colombia. Universidad Javeriana.

Algara m. 2013 Tratamientos con teleterapia. Barcelona, España. Editorial Aran.

Dayananda Shamurailatpam Sharma, Vaibav Mhatre. 2010. Portal dosimetry for pretreatment verification of IMRT plan: A comparison with 2D ion chamber array.

G. Portal 1986, Review of the Principal Materials Available for Thermoluminescent Dosimetry, *Radiation Protection Dosimetry*, Volume 17, Issue 1-4, 1. Estados Unidos.

Mans A; Remeijer P. 2010. 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. Amsterdam, Holanda. Centro médico académico. Departamento de oncología.

Hunt P. Vial P. Oliver L. 2008. Software tool for portal dosimetry research. Newcastle. Australia. Universidad de Newcastle.

Kim J. Heong C. 2017 Gamma Evaluation with Portal Dosimetry for Volumetric Modulated Arc Therapy and Intensity-Modulated Radiation Therapy. Suwon. Korea. Robotics Research Laboratory for Extreme Environments. Advanced Institutes of Convergence Technology.

Van Ech a. Huyskens D. Hirschi L. 2013 Optimized Varian aSi portal dosimetry: development of datasets for collective use. *Journal of applied clinical medical physics*, volume 14, number 6, 2013.

Instituto nacional del cáncer de argentina. 2003 manual de enfermería oncológica. Ministerio de salud. Segunda edición.

Instituto nacional del cáncer. 2015. Naturaleza del cáncer. EE.UU. Recuperado de <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/naturaleza/que-es>

Amador de los Ríos. 2011. Asociación Española Contra el Cáncer. España. ¿Qué es la radioterapia?. Revisado por la asociación española contra el cáncer. 2011.


Eduardo F. Larrinaga Cortina, David N. Alonso Fernández, Rodolfo Alfonso LaGuardia, José L. Alonso Samper. Patient-specific intensity modulated radiotherapy quality assurance using an electronic portal imaging device. 2016. Instituto de Oncología y Radiobiología. La Habana, Cuba.

Pepe Guillermo 2012. Rayos x, naturaleza y propiedades, interacción con la materia. Recuperado de facultad de medicina UNNE

Curso de supervisores de instalaciones radiactivas. 2013. CNC. Modulo básico 2013.

J. Roselló 2004 Control de calidad en radioterapia externa conformada e IMRT. Hospital General Universitario-ERESA Valencia. España.

Pascual Benés Adoración. 2000. Radiaciones ionizantes: normas de protección. Ministerio de trabajo y asuntos sociales de España. ESPAÑA.

 UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL	FORMATO	
	RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 3 de 4	

VARIAN. Varian medical Systems. 1999-2019. Sistema de radioterapia TrueBeam. Recuperado de <https://www.varian.com/es-xl/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>

4. Contenidos

El documento esta dividido en ocho capítulos descritos de la siguiente forma:

Capítulo 1: muestra los objetivos del trabajo.

Capítulo 2: hace referencia a la justificación de trabajo desarrollado y su pertinencia.

Capítulo 3: relata los antecedentes de los trabajos realizados desde el contexto nacional.

Capítulo 4: relaciona claramente dentro de un marco teórico, los aspectos necesarios a tener en cuenta para entender y aplicar el manual desarrollado apoyándose en bibliografía y graficas de cada situación.

Capítulo 5: hace una descripción de los elementos utilizados en la elaboración del manual, incluyendo la maquina utilizada y el software necesario.

Capítulo 6: en este capítulo se hace el análisis de los datos obtenidos a partir de la experiencia práctica del manual y se muestra paso a paso el proceso de adquisición de datos de control de calidad y las pautas a tener en cuenta para evitar errores.


Capítulo 7: se muestra la metodología de realización del manual y la forma en la cual se busco implementarlo.

Capítulo 8: muestra las conclusiones del trabajo realizado y relaciona los datos obtenidos antes y después de la implementación de la herramienta pedagógica.

5. Metodología

Teniendo en cuenta el tipo de población hacia el cual va dirigido el trabajo, se plantea tener una metodología que permita llevar las estrategias y planteamiento descritos en el trabajo al ámbito practico, asumiendo que en el caso de no tener a disposición inmediata el equipo en el cual se va a realizar la parte practica, con las graficas, lineamientos e indicaciones referidos en este trabajo, se va a poder lograr una capacitación adecuada que permita llevar a cabo el proceso de adquisición de datos para control de calidad en tratamientos de radioterapia de forma precisa.

La metodología se asemeja al aprendizaje basado en problemas, pero no aplica propiamente todos sus lineamientos, ya que aunque partimos de una problemática inicial la cual es la falta de capacitación en esta temática especifica para los tecnólogos de radioterapia, se desarrolla un manual útil y practico que soluciona esta necesidad, pero depende de su uso el total cubrimiento de esta necesidad, por lo tanto es una estrategia de complemento a la formación y que resuelve una falencia en cuanto a capacitación, pero no puede ser tomada como una solución aplicable a todos los contextos clínicos, si no se tienen en cuenta las practicas especificas de cada institución.

	FORMATO	
	RESUMEN ANALÍTICO EN EDUCACIÓN - RAE	
Código: FOR020GIB	Versión: 01	
Fecha de Aprobación: 10-10-2012	Página 4 de 4	



6. Conclusiones
<p>La dosimetría portal demuestra ser una técnica eficiente y fácil de usar para poder verificar los tratamientos de IMRT en las instalaciones de radioterapia</p> <p>El índice gamma es de los métodos más usados ofreciendo un rango de variación aceptado en que las pruebas de los tratamientos pueden variar teniendo en cuenta fluctuaciones menores al 5% de la máquina que se pueden dar todos los días.</p> <p>El manual elaborado demostró ser una guía práctica y útil para la enseñanza de esta técnica de control de calidad.</p> <p>El manual elaborado permitió a los tecnólogos profundizar en temas elementales relacionados con su práctica diaria, además de darles las herramientas necesarias para manipular el software de dosimetría portal.</p> <p>Con los controles de calidad realizados por los tecnólogos, se pudo evidenciar la importancia de la corrección sistemática del detector, siendo esta mayor para el desplazamiento en X respecto a Y. Estos desplazamientos menores a 1 mm, impactaron en el índice gamma en aproximadamente 10%.</p> <p>Estrategias pedagógicas enfocadas a grupos específicos de personas enriquecen la práctica docente, al ampliar el campo de acción de la labor educativa y lograr aplicar metodologías en ámbitos diferentes al aula de clase. La física como ciencia aplicada, puede ser enseñada o ilustrada de forma conceptual para lograr la interiorización de los conocimientos, ya que no en todos los casos es necesario y útil el lenguaje matemático complejo dentro de una práctica específica, en este caso la del tecnólogo en radioterapia</p>

Elaborado por:	Torres Gutiérrez, Javier Alejandro
Revisado por:	Heredia, Víctor

Fecha de elaboración del Resumen:	01	08	2019
--	----	----	------

Tabla de contenido

Resumen	1
Abstract	2
1. Objetivo general	3
Objetivos específicos	3
2. Justificación	4
3. Antecedentes	6
4. Marco teórico	7
4.1 Introducción y nociones básicas	7
4.2 Producción De Rayos X	12
4.2.1 Dispersión elástica o de Rayleigh	12
4.2.2 Efecto fotoeléctrico	12
4.2.3 Efecto Compton	13
4.2.4 Producción de pares	14
4.2.5 Procesos de interacción de electrones:	14
4.2.6 Dispersiones inelásticas con los electrones atómicos	14
4.2.7 Dispersiones elásticas con electrones atómicos	15
4.2.8 Dispersiones inelásticas con el núcleo atómicos (Bremsstrahlung)	16
4.3 Índice De Evaluación Gamma	17
4.4 Unidades De Medida	20
4.4.1 Dosis absorbida	20
4.4.2 Dosis equivalente	20
4.4.3 Dosis efectiva	20
4.4.4 Kerma	20

4.4.5 Gray	21
5. Materiales	21
5.1 Acelerador lineal VARIAN TRUE BEAM	21
5.2 Dispositivo electrónico de imágenes portales. ELECTRONIC PORTAL IMAGING DEVICE (EPID)	23
6. Proceso De Análisis De Datos	25
6.1 Interfaz De Usuario	25
6.2 Pasos Para La Realización Del Análisis De Datos	27
6.3 Pasos Para La Adquisición De Datos	28
6.4 Pasos Para El Análisis De Datos	30
6.5 Posibles Errores De Adquisición De Datos	35
6.5.1 Irradiación Incompleta De Campo De Tratamiento	35
6.5.2 No Alineación Del EPID Antes Del Análisis	38
7. Metodología	39
8. Desarrollo del manual	40
9. Resultados y análisis	41
9.1 Datos obtenidos	41
9.2 Encuesta pre y pos implementación del manual	43
Conclusiones	46
Glosario	47
Referencias	48
Lista de imágenes	48
Lista de tablas	51
Lista de figuras	51
Lista de gráficas	51

Bibliografía	52
Anexos	54

Introducción

Este trabajo está enfocado a mejorar y complementar la formación académica de estudiantes de tecnología en radioterapia y a contribuir en capacitación de quienes actualmente laboran en este campo mediante una herramienta pedagógica que muestra el proceso de adquisición y análisis de datos mediante dosimetría portal en tratamientos de radioterapia, con radioterapia de intensidad modulada IMRT. Teniendo en cuenta la población hacia la que va dirigido este trabajo, la forma de presentarlo se basa en detallar paso a paso el proceso de adquisición de datos para control de calidad en tratamientos con fotones de rayos x de alta energía, los errores que pueden suceder durante esta adquisición, como corregirlos o evitarlos y seguidamente una introducción al análisis de estos datos y cómo interpretar los valores obtenidos a partir de este análisis. Todo contenido dentro de la herramienta pedagógica final, que se presenta como un manual para tecnólogos de radioterapia.

El contenido del trabajo se divide en ocho capítulos en los cuales se describe de forma concreta cada uno de los ítems a ser tenidos en cuenta para llegar a entender el manual final, se hace la claridad de que se buscó presentar los apartados concernientes a procesos físicos de forma conceptual y no mediante lenguaje matemático, debido a la formación académica en este campo del tipo de estudiante o público al que se dirige el trabajo. En el primer capítulo se establece un objetivo general y cuatro específicos, en el segundo capítulo, se detalla la justificación del trabajo y la razón por la cual es pertinente en el entorno de formación actual de los tecnólogos de radioterapia en Colombia y como esta herramienta puede subsanar un carencia en el proceso de capacitación del personal que labora en esta área. El tercer capítulo se muestran los antecedentes de trabajos relacionados a esta área de investigación, en el cuarto capítulo se muestra de forma simple y concreta un marco teórico diseñado para la comprensión de los tecnólogos en radioterapia, con el fin de que el lector logre entender más que la forma matemática de las interacciones que se llevan a cabo durante este proceso de control de calidad, la forma en la cual se entienden como concepto cada uno de estos puntos, para lograr que el lector pueda asociar la parte conceptual con la parte practica al momento de usar el manual y así cada paso de este proceso se realice con el conocimiento del caso y no simplemente como una guía de procesos. En el quinto capítulo se mencionan los materiales utilizados para la realización de esta herramienta pedagógica, los cuales con básicamente la maquina en la cual se hicieron todas las mediciones y el software con el cual se va a hacer el análisis de todos los datos obtenidos, en el sexto capítulo hay un análisis de los datos obtenidos y un análisis del autor sobre la herramienta desarrollada y las impresiones obtenidas al momento de su aplicación, el séptimo capítulo habla de la forma en la cual se implemento el manual y la metodología utilizada para su realización y finalmente en el octavo capitulo se muestran las conclusiones del trabajo, la relación con los datos obtenidos y de alguna forma dar ciertas nociones de la relación de los errores o variaciones en la obtención de datos teniendo en cuenta variaciones de hardware y errores humanos.

Planteamiento del problema

El trabajo titulado "evaluación y control de calidad de tratamientos de radioterapia mediante la utilización de dosimetría portal", está orientado a estudiantes de tecnología en radiología e imágenes diagnósticas, estudiantes de tecnología en radioterapia y personal que se desempeña en el cargo de tecnólogo de radioterapia en instituciones prestadoras de este servicio a nivel nacional. Este trabajo surge debido a la necesidad de tener una herramienta pedagógica de consulta y práctica con la cual profundizar en conocimientos físicos que se ven involucrados en el control de calidad en un equipo de radioterapia, debido a que dentro del currículo de trabajo de estas carreras tecnológicas, no se logra profundizar este tipo de conocimientos y desde mi experiencia como tecnólogo de radioterapia, sería una fuente útil de mejoramiento de la labor de los tecnólogos.

La necesidad de realizar un trabajo enfocado al personal de tecnólogos, surge principalmente de evidenciar que con los avances de calidad y el desarrollo de nuevos centros de radioterapia no solo en Bogotá, si no en el resto del país, los procesos de mejoramiento continuo y control de calidad son cada vez más exigentes, además de ser un requisito para cada centro prestador de este servicio. Por otro lado después de hacer una revisión de los trabajos realizados anteriormente en la universidad, desde el concepto de propuesta pedagógica a este tipo de población, se concluyó que no hay trabajos de este tipo, ya que la mayoría de planteamientos de propuestas de grado están enfocadas al ámbito escolar y algunas veces a los primeros semestres de la licenciatura en física, es decir no hay muchos planteamientos que salgan del contexto de formación general y vayan a un área específica como el proceso de formación de tecnólogos en radioterapia. Es debido a esto y a la posibilidad que he tenido de constatar la falta de conocimientos de control de calidad por parte de los tecnólogos en esta área, es claro que esta falencia puede afectar el proceso de obtención de datos para el procesamiento de los mismos, además en los currículos de estudio actuales tanto de tecnólogos de radioterapia¹, como de tecnólogos en radiología e imágenes diagnósticas dentro de la asignatura de protección radiológica o de introducción a la física, no se relaciona en ningún momento el proceso de control de calidad de los tratamientos, ni la forma en la cual se debe realizar este proceso de forma correcta. Aquí es donde toma fuerza la idea de realizar una herramienta pedagógica escrita, que detalle desde la labor del tecnólogo, como este va a contribuir al proceso de control de calidad y a la vez mejorar sus competencias como miembro de un equipo de trabajo

Con base en lo anteriormente dicho, surge la siguiente pregunta de investigación, *¿Qué herramienta pedagógica es adecuada en un grupo de tecnólogos de radioterapia, como soporte de formación escrito y práctico al momento de realizar el control de calidad en tratamientos con radioterapia de intensidad modulada?*

Resumen

En la actualidad la radioterapia es conocida como un método de tratamiento contra el cáncer en diferentes patologías. Esta terapia puede complementarse con otros procedimientos como la cirugía o quimioterapia, para lograr aumentar la efectividad de tratamiento y/o mejorar la calidad de vida de los pacientes oncológicos. (1)

En Colombia las instalaciones de radioterapia está mejorando día a día, esto gracias a las nuevas tecnologías que están llegando al país, la formación del personal médico y paramédico y las nuevas regulaciones que se llevan a cabo en cada servicio. Estos cambios suponen un reto para cada departamento de radioterapia, ya que se requieren herramientas de control de calidad que permitan verificar la calidad en cada tratamiento (2). Es aquí donde este trabajo se desarrolla, ya que se enfoca en mejorar la seguridad en estos procesos y en capacitar a quienes realizan parte de este control de calidad, con el objetivo de minimizar errores de medición que pueden llegar a ser graves cuando no son corregidos a tiempo.

Esta propuesta está enfocada a tecnólogos de radioterapia en formación y a aquellos que estén empezando a implementar procesos de control de calidad en tratamientos de IMRT (radioterapia de intensidad modulada). Debido a esto se abarcan temáticas de producción de rayos x, ionización, interacción de los rayos x con la materia y procesos de control de calidad, acercando al lector a los conceptos de la forma más sencilla posible, para poder lograr la interiorización de estas temáticas y así aplicarlos en el control de calidad de cada servicio de radioterapia.

En este trabajo se realizó un manual que indica paso a paso el proceso de control de calidad de tratamientos de radioterapia mediante dosimetría portal (3). Esta herramienta va a permitir al tecnólogo evaluar de forma eficaz y rápida si un tratamiento cumple los requerimientos físicos para poder aplicarlo a un paciente determinado. Este proyecto está diseñado para complementar la formación curricular de los tecnólogos de radioterapia, logrando cumplir con las exigencias de la ley actual (2), y así asegurar que el primer paso de este control de calidad está hecho de forma adecuada. Este manual se desarrolló utilizando el equipo de teleterapia VARIAN TRUEBEAM creado por varian medical Systems ubicado en las instalaciones de Centro de Control de Cáncer (CCC) en la ciudad de Bogotá, para evaluar su efectividad, se realizó el control de calidad de 64 tratamientos de prueba para poder evidenciar de forma clara los posibles errores.

Abstract

At present, radiotherapy is well known as a cancer treatment method in different pathologies. This therapy can be complemented with other procedures such as chemotherapy and surgery, to accomplish better treatment effectiveness or/and to give the oncology patients a better life quality.

In Colombia radiotherapy facilities are getting better every day, thanks to new technologies that are arriving to the country, Medic and paramedic personal training and new law regulations in every city. These changes assume new challenges to every radiotherapy practice because it requires quality assurance tools that allow us to check the quality of each treatment. This is where this work is developed, because it's focused on improving the security processes and in teach those who do this quality assurance tests, with the objective of minimize those measurement errors that can lead to faults if they're not corrected in time.

This proposal is focused on radiotherapy techs and in centers that are applying protocols of quality assurance on radiotherapy treatments with IMRT (intensity modulated radiotherapy). For these reasons, this work will approach x rays production, ionization, x rays interactions and quality assurance themes in a easy way for the readers, so we can make things easier to learn and practice.

In this paper you will find a manual that gives you support in each step of the quality assurance process with portal dosimetry. This tools will allow the radiotherapy tech to quick and simple evaluate if a treatment plan, can accomplish physic and quality standards to be performed on a living patient. This project is designed to compliment x ray and radiotherapy techs education according to recent laws, this way we can be sure that each step of this quality assurance process is done right. This manual were developed with a VARIAN truebeam clinical lineal accelerator at the facilities of Centro de Control de Cancer in Bogotá. This tool was implemented in a radiotherapy techs group in order to measure its effectiveness.

1. Objetivo General

- Desarrollar una herramienta pedagógica para los tecnólogos de radioterapia que contribuya en la formación y capacitación para el análisis del control de calidad en tratamientos de radioterapia mediante dosimetría portal.

1.1 Objetivos Específicos

- Diseñar una herramienta pedagógica que muestre la correcta utilización del software¹ para dosimetría portal, tanto en adquisición como en análisis de datos.
- Realizar el análisis de casos clínicos de prueba, en los que se pueda evidenciar errores en la adquisición de datos de distribución de dosis, por factores externos (Hardware) y fallas humanas.
- Verificar la eficacia de la herramienta pedagógica con la implementación en un grupo de tecnólogos de la institución Centro de Control de Cáncer.
- Permitir al lector de este proyecto realizar el control de calidad en tratamientos con IMRT, desde la adquisición de datos hasta el análisis de los mismos.

¹ Eclipse: software de análisis de datos utilizado para evaluar la distribución de dosis de radiación.

2. Justificación

Este trabajo titulado "EVALUACIÓN Y CONTROL DE CALIDAD DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE DOSIMETRÍA PORTAL", está orientado a estudiantes de tecnología en radiología e imágenes diagnósticas y a estudiantes de tecnología en radioterapia y tecnólogos en ejercicio de su profesión que encuentren utilidad en este medio como forma de capacitación. El proyecto desarrollado surge para suplir la necesidad de tener herramientas pedagógicas de consulta y práctica para tecnólogos con la cual se profundizan los conocimientos conceptuales de física que intervienen en el control de calidad en un tratamiento de radioterapia, como una fuente útil de mejoramiento profesional.

La necesidad de realizar un trabajo enfocado al personal de tecnólogos, surge principalmente de evidenciar que con los avances de calidad y el desarrollo de nuevos centros de radioterapia no solo en Bogotá, si no en el resto del país, los procesos de mejoramiento continuo y control de calidad son cada vez más exigentes, además de ser un requisito para cada centro prestador de este servicio. Es debido a esto que en el contexto actual, la falta de conocimientos de control de calidad por parte de los tecnólogos puede afectar el proceso de obtención de datos para el procesamiento de los mismos, además en los currículos de estudio actuales tanto de tecnólogos de radioterapia², como de tecnólogos en radiología e imágenes diagnósticas³ y el programa nuevo que se creó en la universidad Mariana en pasto llamado tecnología en radiodiagnóstico y radioterapia⁴ dentro de la asignatura de protección radiológica o de introducción a la física, no se relaciona en ningún momento el proceso de control de calidad de los tratamientos, ni la forma en la cual se debe realizar este procedimiento de forma correcta. Partiendo de esta necesidad, toma fuerza la idea de realizar una herramienta pedagógica escrita, que detalle desde la perspectiva del tecnólogo, cual es su papel y responsabilidad en la contribución al proceso de control de calidad y a la vez tener un medio que se pueda implementar para mejorar sus competencias como miembro de un equipo de trabajo.

El control de calidad es realizado bajo los parámetros de cada institución, generalmente este proceso es realizado completamente por el físico médico, en Latinoamérica y específicamente en Colombia, por el volumen de trabajo y la capacidad de personal la primera parte del proceso, la cual es la adquisición de datos, debe ser realizada por el tecnólogo de radioterapia, quien muchas veces realiza este trabajo de forma automatizada y sin saber

² El SENA, es la única institución que otorga el título de tecnólogo en radioterapia, se cursa protección radiológica y física de las radiaciones en segundo semestre, sin énfasis en control de calidad.

³ La fundación tecnológica autónoma de Bogotá FABA, la universidad del área andina y el SENA son las instituciones que otorgan el título de tecnólogos en radioterapia, junto con la universidad del área andina, se cursa física radiológica en segundo semestre y protección radiológica en tercer semestre. Ambas sin nombrar el control de calidad.

⁴ Este programa es nuevo y es básicamente el mismo desarrollado por los tecnólogos de radiología e imágenes diagnósticas, con la salvedad de que en un semestre se dedican las asignaturas a radioterapia, pero no incluye radioterapia en su práctica clínica.

realmente el proceso físico que se ve involucrado en esta parte, es decir no saben realmente que están haciendo o como esto va a contribuir al control de calidad de los tratamientos de una institución.

3. Antecedentes

Dentro de la Universidad Pedagógica Nacional, hay trabajos que relacionan las radiaciones ionizantes, como el de Rodríguez S. y Sánchez J. en 2014 titulado *Caracterización de la materia: tubo de rayos catódicos* y el de Quintero M. y Torres Y. en 2016 titulado *Estrategia de enseñanza de las líneas de campo eléctrico de una partícula cargada en movimiento*. No hay un trabajo dedicado al área de enseñanza en procesos de radioterapia, ni enfocado a la absorción de la radiación en materiales o seres vivos; En el 2017 se realizó en la línea de didáctica un trabajo titulado, *comprendiendo la fenomenología involucrada en la interacción radiación - materia: estrategia didáctica orientada a la formación tecnológica en los campos de la radiología e imágenes diagnósticas*, realizado por Cuaran F. Aunque toma el uso de radiaciones ionizantes y lo implementa en el grupo de tecnología en radiología de imágenes diagnosticas, sigue estando alejado de la temática específica de radioterapia. Para el caso de dosimetría portal, hay múltiples tesis nacionales e internacionales, las cuales hablan del proceso de comisionamiento, calibración e instalación de este tipo de sistemas, pero no son útiles para este trabajo, debido a que no tienen en cuenta la población a la que va dirigida, ni hacen la aproximación física de los conceptos para el tipo de población que lo va a implementar. Debido a esto la mayoría de consultas y referencias van a estar hechas desde bibliografía externa, teniendo en cuenta tanto artículos específicos del área de radioterapia, como artículos y trabajos desarrollados en la enseñanza de temas relacionados al ámbito médico y el tratamiento de enfermedades neoplásicas con radioterapia, resaltando que el componente físico de este proceso es altamente importante y es el eje principal de funcionamiento de este tipo de terapia.

4. Marco teórico:

4.1 Introducción y nociones básicas:

En una primera instancia y de manera breve se va a mencionar que es el cáncer ya que a partir de la necesidad de enfrentar esta enfermedad nace todo el proceso de avance tecnológico que llevó al desarrollo de tratamientos de alta complejidad, entre los que encontramos la radioterapia. En el ciclo de vida celular normal, las células crecen y se dividen para formar nuevas células cuando el cuerpo las necesita o cuando cumplen su periodo de vida normal, y cuando las células van envejeciendo, nuevas células son formadas para reemplazarlas, este es un proceso ordenado y repetitivo, pero cuando este proceso se descontrola y las células se vuelven anormales, pueden generarse masas o tumores debido a la agrupación de este tipo de células, que generalmente son diferentes a las del tejido sano que se encuentra a su alrededor. (Instituto nacional del cáncer. 2015). Debemos clarificar en que no todos los tipos de cáncer son malignos, pero eso no quiere decir que no afecten el funcionamiento del organismo y que no generen problemas de salud, ya que cualquier tipo de anomalía respecto a un órgano o compartimiento de la anatomía humana, va a generar cambios estructurales a su alrededor y va a limitar o afectar al órgano o sistema en el cual este alojado. También debemos mencionar que no todos los tipos de cáncer son sólidos, ya que también podemos mencionar a la leucemia como un tipo de cáncer que afecta a la sangre y no se caracteriza por una masa palpable, si no por su manera de afectar a la médula ósea y la producción de glóbulos blancos dentro del fluido sanguíneo. (Manual de enfermería oncológica. 2003)

Las células malignas, tienen la capacidad de extenderse a los tejidos cercanos, o en caso de que logren llegar al torrente sanguíneo o al sistema linfático, pueden llegar a invadir un órgano lejano. También hay tumores benignos, los cuales no invaden los órganos a su alrededor y suele decirse que se encuentran encapsulados, pero su crecimiento puede afectar al resto del organismo. . (Manual de enfermería oncológica. 2003)

Ahora bien habiendo definido de forma general que es el cáncer vamos a hablar brevemente de la radioterapia, que es, cuales son los tipos de radioterapia y para que se usan, resaltando que este trabajo y la parte de control de calidad es realizado en tratamientos de teleterapia. La radioterapia es una técnica o modalidad de tratamiento, que utiliza altas dosis de radiación concentradas o focalizadas en un volumen determinado, limitando la dosis a los tejidos sanos, para obtener el mayor control posible de la enfermedad. La radiación acelera el proceso de muerte celular de las células malignas, mientras que a su vez daña su ADN impidiendo que se sigan reproduciendo, para que seguidamente el cuerpo las pueda eliminar, este tratamiento no es de efecto inmediato, todo depende del ciclo de vida celular, la dosis de radiación y el tipo de tejido que se esté irradiando.

Existen varios tipos de radioterapia, divididos generalmente en dos ramas, la radioterapia interna o braquiterapia y la radioterapia externa o teleterapia. Aunque son dos técnicas

diferentes, son complementarias una de la otra y su finalidad es la misma. También se debe mencionar la radioterapia intraoperatoria, aunque en este trabajo no vamos a enfocarnos en ninguno de sus usos. (Ríos. 2011)

El primer tipo de radioterapia es la braquiterapia, esta utiliza una serie de aplicadores dependiendo la zona donde se vaya a realizar el tratamiento y así mismo recibe nombres diferentes o subcategorías, este tipo de tratamiento es invasivo y debe realizarse por el médico especialista, ya que él es quien va a definir el volumen a irradiar y la dosis que va a recibir el mismo, para que después de la correcta implantación de los aplicadores, el físico médico pueda realizar la planeación del tratamiento y la correcta administración de la dosis en el volumen blanco. Los tipos de braquiterapia son;

- Braquiterapia intracavitaria: esta modalidad recibe ese nombre cuando la dosis de radiación es administrada mediante un aplicador colocado en una cavidad, por ejemplo el cuello uterino, el cérvix o la vagina.
- Braquiterapia intraluminal: recibe este nombre cuando el aplicador está insertado en el espacio interior de una estructura tubular como por ejemplo el esófago o la tráquea.
- Braquiterapia intersticial: en esta modalidad, la dosis de radiación es aplicada directamente dentro del tejido o lesión, un ejemplo claro es la braquiterapia de próstata, en la cual se insertan agujas dentro del tejido prostático, estas agujas tienen una serie de agujeros en los cuales se depositan fuentes radiactivas por un tiempo determinado en la planeación del tratamiento. El tiempo de exposición a la radiación y el transporte de las fuentes radiactivas dentro de las agujas es controlado por un robot, el cual mediante mangueras (debidamente blindadas para evitar fugas de radiación) conectadas a cada una de las agujas, de esta manera todo se realiza sin tener el riesgo de que el personal médico reciba radiación en el proceso.

El enfoque principal de este trabajo es realizar el control de calidad a tratamientos de teleterapia, se conoce como teleterapia a la modalidad de tratamiento con la cual se administra una alta dosis de radiación al volumen blanco mediante el uso de un equipo externo, manipulado a distancia desde una consola, la principal diferencia con la braquiterapia es que es un método de tratamiento no invasivo.

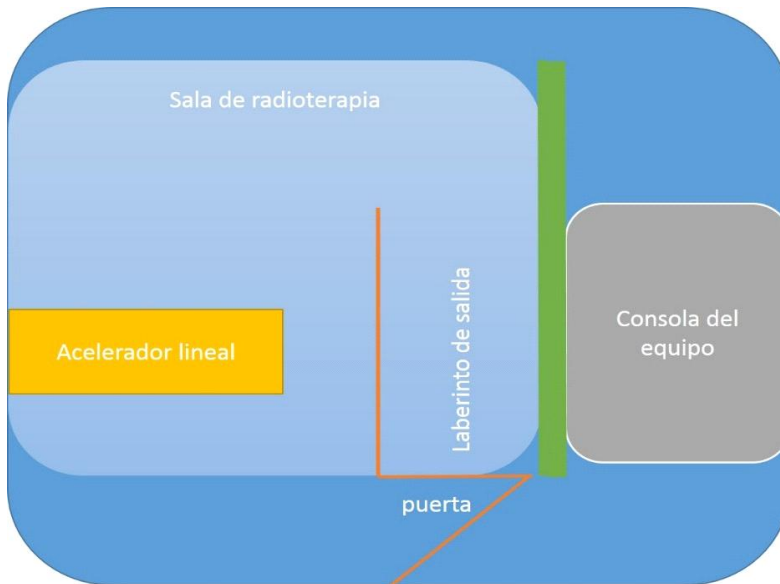


Figura 1. Esquema de sala de tele terapia. Archivo del autor del trabajo. 2019

Previamente a cualquier tipo de tratamiento con teleterapia, se debe realizar un CT de simulación a cada paciente, en este CT el paciente debe estar en la misma posición en la que se va a realizar el tratamiento y debe acomodarse con los soportes o inmovilizadores necesarios para facilitar el posicionamiento diario dentro del equipo de radioterapia y de esta manera asegurar la reproducibilidad de la localización de la lesión con el paso de los días. Con este CT el médico radio oncólogo, delimita el volumen que debe recibir el tratamiento y también delimita los órganos que se deben proteger o a los cuales se debe limitar la dosis al umbral más bajo posible, con el fin de limitar los efectos secundarios propios de cada zona de tratamiento. Cuando el médico radio oncólogo define estas estructuras, el físico médico procede a hacer la planeación del tratamiento, este proceso consiste en realizar la programación tridimensional de la distribución de la dosis de tratamiento dentro del cuerpo del paciente mediante haces de radiación de alta precisión. El físico médico define la programación del acelerador lineal para que el 100% de la dosis llegue al punto prescrito y los demás órganos se mantengan dentro de los límites establecidos previamente. Cada patología tiene una dosis específica y cada órgano tiene así mismo unos límites de tolerancia establecidos, debido a esto cada tratamiento es único y personalizado de acuerdo a la anatomía y localización de la lesión. (Ríos. 2011) .

Existen también varios tipos de tele terapia entre los que destacamos 4 principales, el primero de ellos y poco utilizado en la actualidad es la tele terapia conformal 3D, con esta técnica partiendo de la simulación con tomografía axial computarizada, se obtienen los datos de la lesión de forma exacta, es decir su localización, tamaño y densidad, para seguidamente delimitar el volumen a irradiar y definir los órganos a riesgo, después se realiza una planeación del tratamiento con varios haces de radiación que entran desde diferentes posiciones, para cada posición hay una diferente programación del tamaño del haz y de su forma, este cambio de forma se logra con moldes personalizados de cerrobend, protecciones de plomo o en los equipos más

actuales, con multiláminas o colimadores con MLC incorporado. El segundo tipo de tele terapia es la IMRT o radioterapia de intensidad modulada, esta es una de las modalidades más utilizadas en la actualidad, gracias a su buena distribución de dosis sobre el volumen blanco, y su capacidad de limitar la dosis a los tejidos sanos con mucha mejor precisión que la radioterapia conformal, así mismo permite concentrar más la dosis en el volumen blanco logrando alcanzar dosis totales más altas. Esto reduce los efectos secundarios del tratamiento y permite un mejor control de la enfermedad. La modulación de la intensidad del haz se logra con el movimiento continuo de las multiláminas del colimador mientras el haz está siendo producido, permitiendo cambiar su forma y mejorando su distribución de dosis sobre la lesión. Uno de los complementos de la IMRT es la IGRT o radioterapia guiada por imágenes, la cual es una técnica en la cual para cada sesión de tratamiento se realizan placas radiográficas con el fin de verificar la posición del volumen blanco y dirigir la dosis de la manera más precisa posible limitando las variaciones diarias de posicionamiento y movimientos anatómicos involuntarios de las estructuras a irradiar. El otro complemento de la IMRT es el VMAT o radioterapia volumétrica con arcos, esta modalidad de IMRT utiliza arcos dinámicos, es decir mientras el equipo está emitiendo el haz de radiación va girando sobre el volumen blanco, lo que mejora la distribución de dosis y permite reducir considerablemente el tiempo de irradiación con respecto al IMRT convencional, lo cual es una de sus principales ventajas. Habiendo hecho un resumen de que es la radioterapia y sus modalidades, vamos a hablar brevemente del control de calidad en los tratamientos y como este es parte vital en un ciclo de tratamiento, lo que nos muestra nuevamente que es sumamente importante la capacitación en esta área para lograr un avance no solo cognitivo si no de calidad en los centros de radioterapia y en la formación de nuevos tecnólogos.(Ríos. 2011).

El proceso de control de calidad se realiza utilizando un dispositivo electrónico conocido como EPID (Castro j. 2015) por sus siglas en inglés, este está compuesto de varios elementos, que en orden desde su capa externa a la más interior son una capa de 1mm de cobre, que va a ayudar a generar equilibrio electrónico en el momento de incidencia de los rayos x de alta energía, una pantalla de 0.34 mm de silicio amorfo, encargada de convertir la radiación incidente en fotones ópticos, una matriz de píxeles hecha de fotodiodos y un transistor delgado de película, un sistema de lectura de cargas y traducción de datos a imagen.

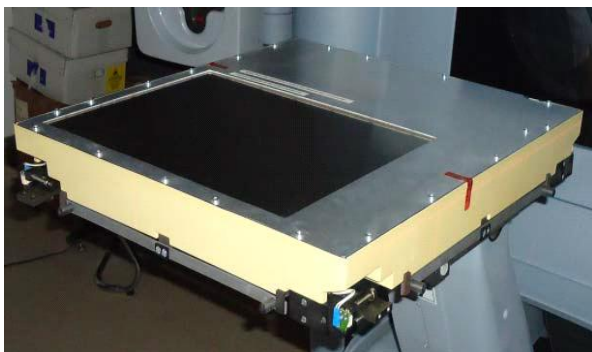


Imagen 1. EPID. Imagen de archivo del autor

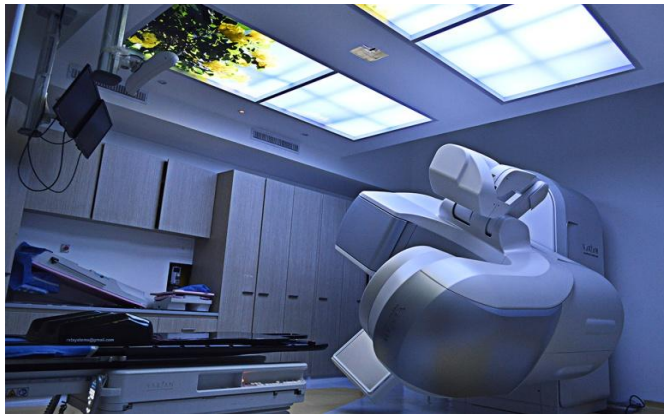


Imagen 2 Acelerador lineal Varian TRUEBEAM. Tomado de <http://centrodecontroldecancer.com/>

La pantalla detectora o EPID está montada mediante un brazo robótico de alta precisión al acelerador lineal, este montaje asegura la correcta posición de la pantalla al momento de la irradiación y la reproducibilidad de la misma. El EPID va a ser irradiado con un plan de tratamiento del paciente que se quiera evaluar o controlar, es decir va a recibir la dosis de tratamiento calculada para el paciente para poder convertir los datos obtenidos en una distribución de dosis de forma gráfica, que permita visualizar la dosificación y la precisión de la misma.

Para finalizar definiré algunos conceptos básicos de control de calidad, empezando por el aseguramiento de calidad, el cual según la norma ISO 9000:1994, está definido como el conjunto de acciones sistemáticas y planeadas que permite confiar en que un producto o servicio va a satisfacer los requerimientos de calidad ya establecidos, sabiendo esto como control inicial se establece un aseguramiento de calidad en radioterapia, este control de calidad involucra a todos los procesos que permiten asegurar la consistencia de la prescripción médica de dosis y el cumplimiento de los parámetros de seguridad que son involucrados al irradiar un volumen blanco, a la vez que la correcta minimización de dosis al tejido sano y la limitación de dosis al personal que proporciona el tratamiento en una institución y para finalizar esta parte definiré los estándares de calidad, los cuales son la serie de criterios aceptados para la calidad y actividad de un proceso, elemento o servicio determinado, en el caso de la radioterapia están definidos por organizaciones nacionales e internacionales como la organización mundial de la salud WHO en 1998. La asociación americana de físicos médicos AAPM en 1994. La sociedad europea para la radioterapia y oncología ESTRO en 1995 y la red de información sobre oncología clínica COIN en 1999. Además organizaciones como la comisión electrotécnica internacional IEC en 1989 y el instituto de física e ingeniería en medicina IPEM en 1999 se han encargado de plantear recomendaciones para puntos específicos del proceso de radioterapia. Los estándares locales son necesarios cuando por motivos de ley o limitaciones de infraestructura no se puede cumplir a

cabalidad los estándares internacionales. También para generar procesos de verificación de calidad a nivel local. En el caso de Colombia esto es controlado por el ministerio de minas y energía INGEOMINAS.

4.2 Producción De Rayos X

A manera de resumen, mencionamos que la energía que utilizan los aceleradores lineales de uso clínico, son fotones de rayos x y electrones, para el trabajo que estamos desarrollando nos vamos a enfocar específicamente en los fotones de rayos x, estos son producidos dentro del acelerador lineal mediante el efecto de radiación de frenado o de Bremsstrahlung, la cual explicaremos más a fondo más adelante. La energía promedio de los aceleradores lineales de uso clínico en la actualidad se encuentra entre 4 y 25 MV (mega voltios).

Los fotones son partículas sub atómicas sin carga, que cuando están en reposo no tienen masa, debido a esto su interacción con la materia es diferente a la de las partículas cargadas a continuación hare un pequeño resumen de los tipos de interacción que realizan con la materia.

4.2.1 Dispersión elástica o de Rayleigh:

El fotón incidente de energía E es dispersado al hacer contacto con uno de los electrones del átomo blanco, no hay pérdida de energía, simplemente el fotón se desvía y el átomo es excitado levemente. (Curso de supervisores de instalaciones radiactivas. 2013)

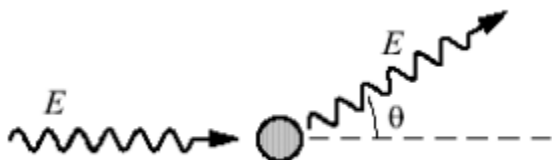


Imagen 3. Pablo Turmero dispersión de Rayleigh. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

4.2.2 Efecto fotoeléctrico:

El fotón incidente es absorbido en su totalidad por el átomo con el que interactúa y un electrón de la capa i es emitido con energía $E_e = E - I_e$ siendo I_e la energía de ionización de la capa. Su característica fotoeléctrica se evidencia cuando el átomo es des-excitado y emite radiación de fluorescencia. (Curso de supervisores de instalaciones radiactivas. 2013)

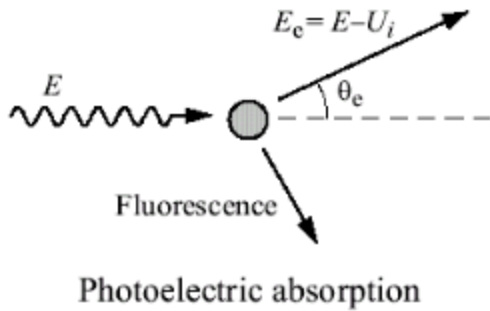


Imagen 4. Pablo Turmero efecto fotoeléctrico. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

4.2.3 Efecto Compton

El principio de este efecto se basa en que un fotón incide en un electrón de las capas externas del átomo, siendo absorbido por este y seguidamente re-emitido con una energía menor en una dirección que depende totalmente del ángulo de incidencia del fotón inicial, este efecto fue detectado al analizar la radiación que ha pasado por una región en la que hay electrones libres, ya que al momento de su observación se obtiene además de la radiación incidente, una de menos frecuencia. Compton encontró la relación entre ambas longitudes y definió que está determinada por el ángulo de dispersión: $\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta)$ obteniendo una constante igual a $2.4262 \cdot 10^{-12} \text{m}$.

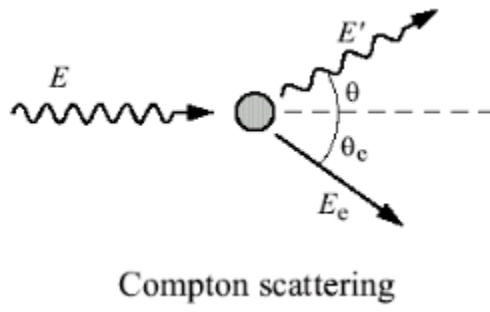


Imagen 5. Pablo Turmero efecto Compton. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

4.2.4 Producción de pares:

Cuando tenemos un fotón incidente con una energía mayor a dos veces la masa en reposo del electrón# (1.02MeV), puede haber producción de pares, esta interacción consiste en que el fotón incidente desaparece al ingresar al campo eléctrico intenso cercano al núcleo atómico y es reemplazado por la pareja electrón/positrón, el exceso de energía (1.02MeV) es repartido en energía cinética al electrón y al positrón. Seguido a este proceso, el positrón interactúa con un electrón, emitiendo dos fotones gamma con energía de 0.511 MV. Este proceso tiene más probabilidad de ocurrencia en energías mayores a 5 MV y en materiales con número atómico alto. (Curso de supervisores de instalaciones radiactivas. 2013)

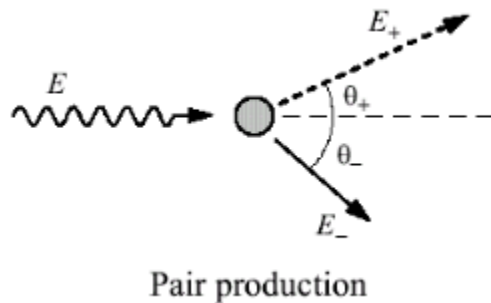


Imagen 6. Pablo Turmero producción de pares. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

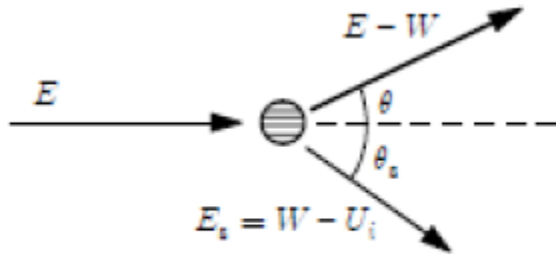
4.2.5 Procesos de interacción de electrones:

Los electrones son partículas subatómicas cargadas negativamente, lo cual hace que sus interacciones con la materia sean más evidentes que en el caso de los fotones, sus interacciones pueden ser con el campo externo nuclear o de forma elástica con el núcleo atómico.

4.2.6 Dispersiones inelásticas con los electrones atómicos

Estas son consideradas como colisiones débiles, se generan cuando el electrón lleva una trayectoria cercana al átomo e interactúa con todo el átomo como si fuera una sola partícula, cuando el electrón incidente choca con un electrón del átomo, lo expulsa de su órbita, produciendo una ionización al ceder parte de su energía al electrón con el que interactuó, este proceso puede seguirse presentando hasta que la energía que lleva el electrón es insuficiente para ionizar más átomos, estos electrones que tienen una menor energía que la inicial, tienen la

capacidad de producir reacciones secundarias mediante interacciones posteriores con otros electrones. Esta energía no es suficiente para ionizar los átomos, pero este exceso de energía va a ser expulsado luego del átomo en forma de radiación electromagnética de baja energía.



Inelastic scattering

Imagen 7. Pablo Turnero dispersiones inelásticas. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

4.2.7 Dispersiones elásticas con electrones atómicos

En este tipo de colisión el electrón incidente interactúa directamente con el campo electromagnético del núcleo atómico, el cual lo dispersa de forma brusca, en este caso no hay pérdida de energía si no simplemente una desviación de la trayectoria inicial, no hay emisión de ningún tipo de radiación electromagnética, pero si una incertidumbre en cuanto a la trayectoria de los electrones.

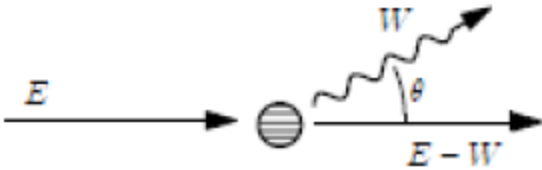


Elastic scattering

Imagen 8. Pablo Turnero dispersiones elásticas. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

4.2.8 Dispersiones inelásticas con el núcleo atómicos (Bremsstrahlung)

Este tipo de radiación es la que predomina en los tratamientos de radioterapia y también es conocida como radiación de frenado. En este fenómeno, los electrones sufren fuertes cambios de trayectoria al interactuar con el campo electromagnético del núcleo atómico, cuando la partícula cargada (electrón) se desvía de su trayectoria, emite radiación electromagnética. En algunos casos el electrón puede ser frenado totalmente, por lo tanto toda su energía va a ser emitida en un único fotón, esto es poco frecuente y hace parte de la parte más energética del espectro. (Pepe Guillermo 2012.)



Bremsstrahlung emission

Imagen 9. Pablo Turmero radiación de frenado. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

4.3 Índice De Evaluación Gamma

Este parámetro es utilizado en el análisis de los datos obtenidos mediante dosimetría portal, permite comparar los datos obtenidos en la maquina, con los datos planeados en el software, este método es el predilecto para detectar errores de dosificación en tratamientos y verificar parámetros de calidad de distribución de dosis dentro de un volumen irradiado.

Este método de evaluación permite obtener de forma cuantitativa los valores de irregularidad entre un plan de tratamiento y el control de calidad, lo cual es fundamental para comparar la distribución de dosis. (J. Roselló 2004)

La evaluación gamma o índice de evaluación gamma tiene en cuenta dos criterios para poder llevarse a cabo, el primero de ellos es la diferencia de dosis entre dos puntos de distribución ΔD^5 , la cual es aceptable cuando se mantiene debajo de los valores límite establecidos, esta medición es útil en regiones de bajo gradiente, pero en zonas de alto gradiente pueden apreciarse muchas diferencias dependiendo de la calibración del instrumento de medida. El segundo criterio que tiene en cuenta el índice gamma es el DTA⁶ (distance to agreement) en español, distancia de aceptación, esta consiste en la distancia entre dos puntos con la misma distribución de dosis enmarcadas dentro de un área definida, es decir tomamos como referencia la imagen de planeación y comparamos el punto más cercano en los pixeles de la misma localización en la imagen obtenida en el control de calidad. En este criterio se considera un punto como aceptable cuando cumple con un valor inferior al establecido $DTA \geq \Delta d$. (Edgar Falco. 2015).

El índice gamma permite utilizar estos dos criterios de forma combinada para poder saber si los puntos analizados son aceptados o no. Este índice lo podemos graficar mediante una función de elipse la cual se va a transponer en un punto de la curva de dosis planeada, de esta forma vamos a poder evaluar si se cumplen los parámetros mínimos en cualquier punto al trazar la curva de dosis de datos obtenidos y compararla con la elipse que genera el índice gamma.

$$\text{Ecuación de índice gamma: } \Gamma(\gamma_y, \gamma_e) = \sqrt{\left(\frac{\gamma}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{\delta}{\Delta D}\right)^2}$$

Donde $\gamma|\gamma_y - \gamma_e|$ es la distancia entre el punto de partida y el punto con el que hacemos la comparación.

Y $\delta = D_e(\gamma_e) - D_y(\gamma_y)$ es la diferencia de dosis entre los puntos comparados.

⁵ ΔD : diferencia de dosis. Diferencia entre dos puntos analizados.

⁶ DTA: distance to agreement, distancia de aceptación, es la distancia mínima entre el análisis de dos puntos para que sean considerados como aceptados en el control de calidad.

Después de definir el punto de partida, con el cual el software va a realizar el análisis, es decir las reglas matemáticas que nos van a permitir comparar la distribución de dosis en las dos curvas de dosis

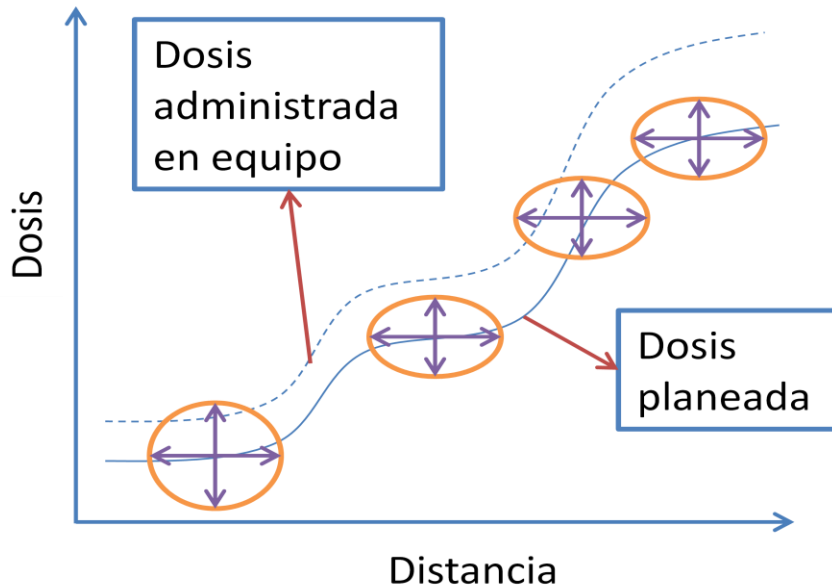



Imagen 10. Elipses de índice gamma colocadas sobre dosis planeada. Imagen creada por el autor.

El índice gamma nos permite comparar en cualquier punto de la curva si la distribución de dosis medida es acorde con la planeada, lo evidenciamos en la anterior gráfica donde cada una de las elipses ubicadas sobre la curva de dosis planeada es un punto de aceptación, en estas elipses el eje vertical corresponde al criterio de dosis, mientras que el horizontal al DTA. En el primer punto de izquierda a derecha, que está ubicado en una zona de bajo gradiente, la aceptación se cumple por el criterio de dosis, en el segundo punto ninguno de los dos criterios cumple los parámetros de aceptación, en el tercer punto, que es un punto de alto gradiente, la dosis medida es aceptada por el DTA y por último en el cuarto punto, la curva de dosis medida está bastante alejada de la elipse de aceptación, con esto se concluye que es rechazada la medición para esta parte de la gráfica. Para que los puntos sean aceptados, su resultado debe ser $\Gamma(\gamma) \leq 1$ si un punto tiene valor > 1 . (Edgar Falco. 2015)

Cuando el software termina de hacer el análisis para cada uno de los puntos de distribución de dosis, proyecta un porcentaje general del análisis con respecto al 100% de la dosis planeada inicialmente, la aprobación total del plan de tratamiento se determina si este porcentaje sobrepasa el valor establecido por el departamento de física médica. Este valor debe estar por encima del 95% generalmente, es decir el valor γ total es ≤ 1 . (Edgar Falco. 2015)

Gamma (3.0 %, 3.0 mm)	Value	ToL	Abs. Dose Difference	Value	ToL
Area Gamma < 1.0	99.8 %	97.0 %	Max. Dose Difference	0.06 CU	1.00 CU
Maximum Gamma	1.37	5.00	Avg. Dose Difference	0.01 CU	0.20 CU
Average Gamma	0.24	0.50	Area Dose Diff > 0.50 CU	0.0 %	
Area Gamma > 0.8	0.9 %		Area Dose Diff > 0.80 CU	0.0 %	
Area Gamma > 1.2	0.0 %				

Passed 

Evaluation Alignment Normalization

Imagen 11. Ventana de análisis, software de planeación ARIA, imagen digital tomada por el autor

Los valores a tener en cuenta en el momento de evaluación están localizados en columnas en la parte inferior del software, la evaluación se lleva a cabo sacando el promedio de la cuantificación de valores de "área gamma", "máximo gamma" y "average gamma". Estos tres parámetros son los que van a indicar si el plan de QA cumple con los requerimientos de planeación, si al momento de obtener resultados, alguno de estos valores está en blanco, significa que se excluyó del análisis, por lo tanto los datos no se introdujeron de forma correcta. Los análisis se realizan con las "plantillas" o modelos de análisis creados por el departamento de física médica al momento de la calibración del equipo.

Para el análisis previamente mencionado, definimos el área gamma como el porcentaje de puntos dentro del área seleccionada o ROI ⁷, que cumplen con el valor establecido como límite, el "maximum gamma" es la lectura del pixel más con valor más alto dentro de la zona a evaluar, también está regido por un límite máximo, y finalmente el "average gamma" el cual es un promedio del valor de gamma γ que se obtiene del análisis de todos los puntos en nuestra curva de distribución de dosis, asociada a la región de análisis.

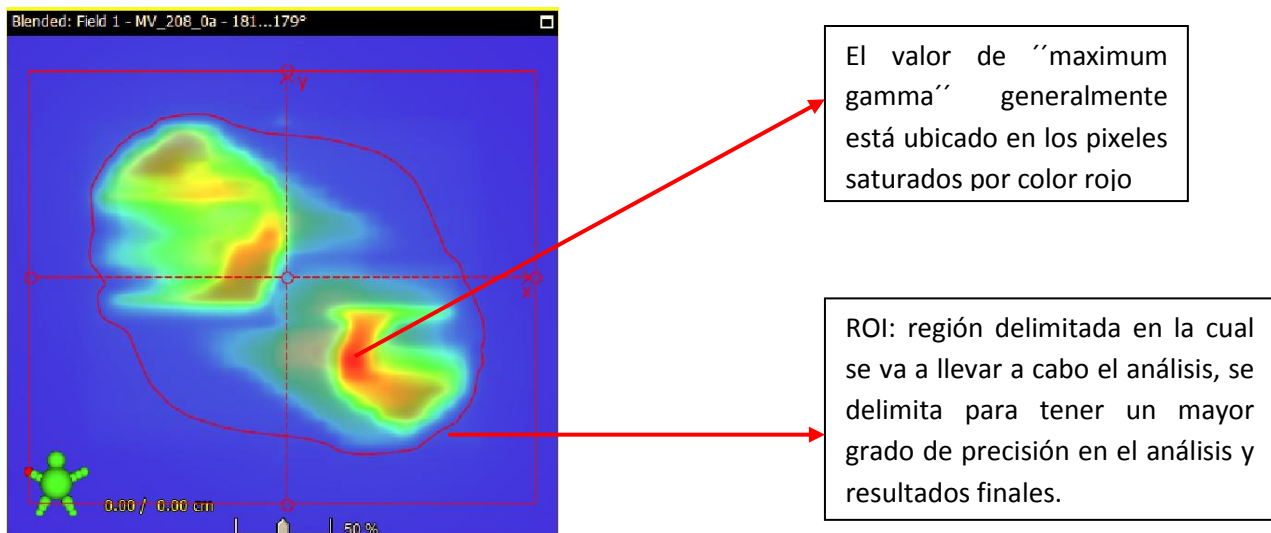


Imagen 12. Ventana de superposición de dosis planeada vs detectada en EPID, software de planeación ARIA, imagen digital tomada por el autor.

⁷ ROI: region of interest. Región de interés en español.

4.4 Unidades De Medida:

4.4.1 Dosis absorbida:

Se define mediante la ecuación:

$$D = \frac{d\bar{E}_{ab}}{dm}$$

$d\bar{E}_{ab}$ Es la energía depositada en el medio

dm Porción de masa del medio que es atravesado por el haz radiactivo.

Esta magnitud depende del número de interacciones de los fotones con el medio, es decir es un dato estocástico, aunque el valor total se promedia sobre un volumen finito. Su unidad de medida en el sistema internacional es el Gray (Gy). ($\text{Julio} \cdot \text{kilogramo}^{-1}$).

4.4.2 Dosis equivalente:

Es el valor corregido o aplicado de la dosis absorbida multiplicado por el factor de ponderación del tejido sobre el cual incide el haz de radiación. Unidad de medida. Sievert Sv

4.4.3 Dosis efectiva:

Es la suma de las dosis equivalentes en todos los tejidos expuestos, con el fin de poder relacionar los efectos estocásticos, con el total de la dosis recibida. Unidad de medida. Sievert Sv

4.4.4 Kerma:

Es la suma de la energía cinética de las partículas liberadas por unidad de masa, también se le conoce o menciona en algunos textos como la dosis absorbida en aire. En otras palabras o de forma más sencilla, puede definirse como la energía transferida por radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas. Unidad de medida Gray (Gy).

4.4.5 Gray

Unidad de medida utilizada en radiobiología que equivale a 1 joule / 1 kilogramo

Definiciones tomadas de Pascual Benés Adoración. 2000

5. Materiales

5.1 Acelerador Lineal VARIAN TRUE BEAM



Imagen 13. Acelerador lineal (Cabezal).
Imagen de archivo del autor

El equipo True Beam desarrollado por la marca VARIAN MEDICAL SYSTEMS, es uno de los equipos de última tecnología que se encuentra en Colombia haciendo tratamientos de radioterapia desde el año 2014, a pesar de llevar ese tiempo en el mercado, se considera de última tecnología, por su versatilidad en tratamientos y capacidad de actualización.

El true beam, está conformado por un gantry fijo con rotación de 180 grados hacia cada lado de su geometría, permitiendo así lograr 360 grados de giro en un tratamiento, un colimador con rotación de 360 grados y una camilla hecha en fibra de carbono sobre la cual van a ser posicionados los pacientes. Esta camilla puede moverse en 6 direcciones, establecidas por los ejes x, y, y z de la misma forma que en un plano tridimensional.

El equipo produce fotones de rayos x mediante el efecto de radiación de frenado, el proceso inicia cuando se calienta un cátodo, generalmente hecho de tungsteno, fijado en un extremo de la guía de onda, por efecto termoiónico el cátodo empieza a liberar electrones, simultáneamente en el magnetrón se generan pulsos de radiofrecuencia, que están sincronizados con la inyección de los electrones del cátodo en la guía de ondas, los pulsos de radiofrecuencia aceleran los electrones de forma ordenada. La energía de los fotones depende de la energía y frecuencia de las ondas producidas en el magnetrón, algunos equipos utilizan una fuente de

pulsos de radiofrecuencia de baja intensidad y un klystron para amplificarla, en vez de usar un magnetrón. Dentro de la guía de onda, los electrones son acelerados para llegar a “chocar” con el ánodo. La guía de onda está llena de pequeñas cavidades de cobre dispuestas como anillos a lo largo de este trayecto, su finalidad es filtrar los electrones que no se dirigen hacia el target, la guía de onda es mantenida al vacío para evitar interacciones de los electrones con alguna partícula durante su aceleración. Cuando el haz de electrones sale de la guía de onda, por medio de un imán se mejora su recorrido para que el haz que interactúa con el ánodo sea lo más fino posible (tamaño similar al de la cabeza de un alfiler), en ese momento es cuando se producen los fotones de rayos x por radiación de frenado o colisiones inelásticas con el núcleo atómico de los átomos del ánodo. El haz de fotones producido pasa a través de un filtro aplanador dispuesto en la salida del haz del equipo, este filtro se encarga de asegurar la planicidad del haz, ya que en el momento en que se produce, sale con forma de gota, este filtro modifica esa forma y hace que el haz resultante y de tratamiento sea plano al momento de interactuar con la superficie de tratamiento. En el caso de tratamientos con haces de electrones, el proceso es el mismo, solo que cuando los electrones salen de la guía de onda, el imán dirige el haz hacia la salida del gantry del equipo y este haz no interactúa con el ánodo, para este tipo de energía o de partículas el equipo utiliza un filtro dispersor, ya que el haz de electrones está muy concentrado, la capa dispersora hace que el haz salga con forma cónica, para poder irradiar superficies de distinta área. Además en tratamientos de electrones se colocan aditamentos conocidos como aplicadores de electrones, que son estructura metálicas con varios anillos en su estructura, por los cuales pasa el haz de electrones, estos aplicadores tienen un tamaño predeterminado y se deben intercambiar dependiendo del tamaño de la zona a irradiar, su función es filtrar los electrones que toman trayectorias diferentes a la deseada y asegurar que a la zona de tratamiento lleguen solo los que van perpendicular al campo de tratamiento.

Este equipo permite realizar tratamientos de alta complejidad con precisión y velocidad, mejorando los tiempos de los equipos más comunes en el mercado. Permite realizar tratamientos avanzados como radioterapia corporal, administración de tratamientos con haces de electrones y haces de fotones de 6 MV y 16 MV. Todo esto guiado por un sistema de imágenes radiográficas incorporado (OBI) el cual trabaja simultáneamente con el acelerador, permitiendo lograr gran precisión antes, durante y después de cada tratamiento.

El acelerador lineal en cuestión, lleva incorporado dentro de su gantry, un equipo de imágenes portales digitales EPID de modelo as-1000, el cual va a permitir realizar el control de calidad dosimétrica a cada tratamiento, así como si en algún momento se requiere, realizar imágenes verificadoras a pacientes en tratamiento. (Varian medical Systems. 1999-2019)

5.2 Dispositivo electrónico de imágenes portales. ELECTRONIC PORTAL IMAGING DEVICE (EPID)



Imagen 14. Pantalla EPID. Imagen de archivo del autor.

El modelo de EPID que utiliza el acelerador lineal true beam de VARIAN es el AS-1000, el cual está compuesto por un brazo robótico de alta precisión, y una pantalla detectora.

Este tipo de pantallas detectoras en algunos equipos son utilizadas para tomar imágenes verificadoras de la zona a irradiar, es decir se utilizan como un medio de posicionamiento con imágenes para asegurar la posición del volumen a irradiar, pero con tecnologías como las imágenes con KV o los equipos que permiten hacer CBCT, este método de imágenes portales o con EPID ha sido dejado a un lado, ya que al utilizar mega voltaje para la adquisición de imágenes, el contraste de la imagen es pobre en comparación de las imágenes obtenidas con kilo voltaje. Pero el EPID es muy útil en el momento de realizar cuantificaciones de dosis y controles de calidad en tratamientos de radioterapia.

El brazo robótico que utiliza la marca VARIAN recibe el nombre comercial de exact arm, y se utiliza también en los sistemas de imágenes OBI (on board imager) de KV, este brazo permite a la pantalla detectora tomar una gran cantidad de posiciones con respecto al haz de radiación emitido por el equipo, generalmente se coloca de forma perpendicular a la salida del haz, haciendo coincidir el centro del campo de tratamiento con el centro de la pantalla detectora, se debe mencionar que aunque el tamaño máximo del campo de radiación de un acelerador lineal a una distancia de la fuente de fotones de 100 cm es de 40 x 40 cm, el tamaño total de la pantalla detectora o su campo efectivo es de 40 x 30 cm, esto debido a que en la parte más proximal al acelerador lineal de la pantalla, se encuentran una serie de circuitos y tarjetas electrónicas, que limitan el tamaño de la pantalla detectora, y pueden sufrir daños si reciben dosis altas de

radiación. La resolución que indica el fabricante para esta pantalla es de 1024 x 768 pixeles, con un paso de pixel o pitch de 0.392 mm.

La pantalla detectora está formada por 5 partes principales aparte de la carcasa protectora exterior, la cual está diseñada para proteger la pantalla en caso de golpes con algún elemento externo. Las partes del EPID según el fabricante para equipos VARIAN son desde su parte anterior, en primera instancia una placa de cobre de 1 mm, que tiene la función de bloquear la radiación dispersa de baja energía, que afecta el contraste en situaciones en que el EPID se utiliza para tomar imágenes verificadoras. En la segunda capa se encuentra una pantalla de centelleo hecha de terbio dopado con oxisulfuro de gadolinio de 0.34 mm, la función de esta pantalla es convertir la radiación que interactúa con la pantalla en luz de un espectro fácilmente detectable por la matriz principal de silicio amorfo (aSi). En la tercera capa se encuentra una matriz de fotodiodos de silicio amorfo, conectados a un transistor de película fina o TFT por sus siglas en ingles. Seguidamente la información que recoge la matriz de silicio amorfo es leída por la electrónica del EPID que como mencione anteriormente, está ubicada a un lado de la pantalla, esta parte electrónica es la que convierte la carga de los transistores a señal de datos para luego ser procesada y convertida en imagen por un ordenador. Finalmente se encuentra una capa de sustrato de vidrio de máximo 1 mm de grosor, encargada de aislar y fijar los circuitos electrónicos del resto de la pantalla. Esta pantalla detectora se clasifica como un sistema de medición indirecto, ya que en primera media los fotones incidentes, pasan la primera pantalla de cobre, en donde son filtrados los de baja energía, en la pantalla de centelleo, los fotones de alta energía interactúan con la de centelleo en donde se convierten en fotones de luz, los cuales van a ser captados por la matriz de silicio amorfo en donde se almacenan en forma de corriente eléctrica de forma similar a la que se almacenaría en un condensador, esta corriente es leída por el software del EPID y convertida en una imagen visible en un ordenador. (Varian medical Systems. 1999-2019)

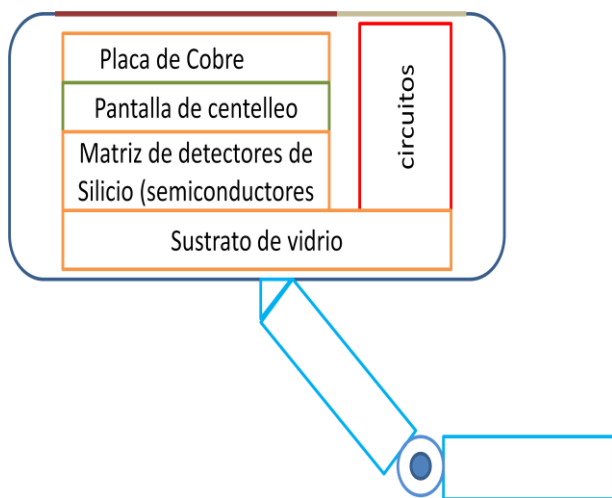


Imagen 15. Esquema de diseño de secciones del EPID imagen de archivo del autor.

6. Proceso De Análisis De Datos

6.1 Interfaz De Usuario:

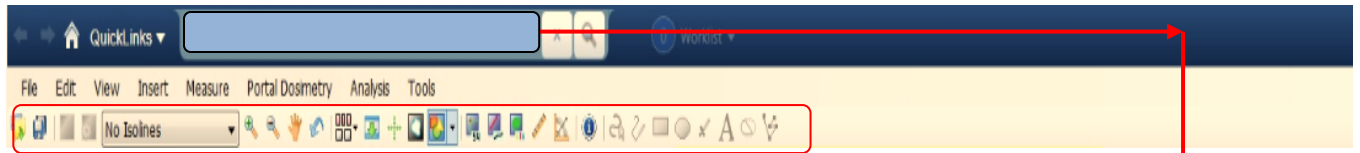


Imagen 16. Barra de herramientas. Software ARIA⁸. Imagen de archivo digital del autor.

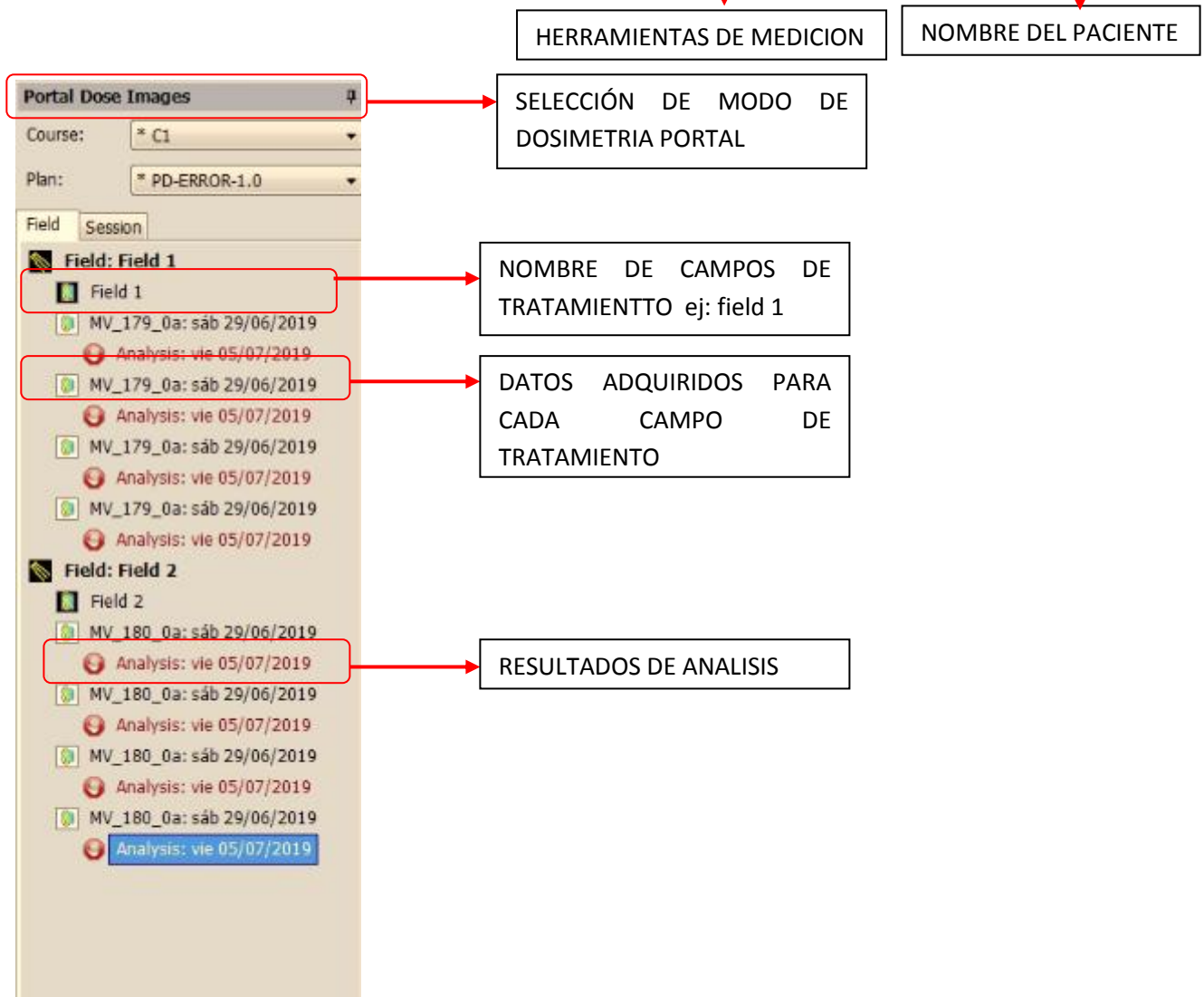



Imagen 17. Barra lateral, campos de tratamiento. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

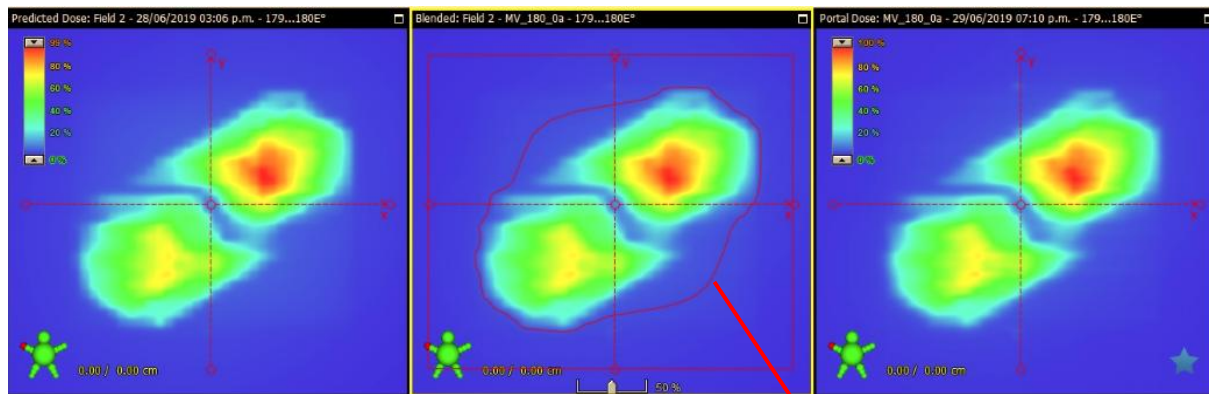
⁸ ARIA: software de análisis de datos utilizado para evaluar la distribución de dosis de radiación

Gamma (3.0 %, 2.0 mm)	Value	Tol.	Abs. Dose Difference	Value	Tol.
Area Gamma < 1.0	100.0 %	95.0 %	Max. Dose Difference	7.4 %	2.0 %
Maximum Gamma	0.75	3.00	Avg. Dose Difference	0.9 %	0.5 %
Average Gamma	0.16	0.50	Area Dose Diff > 1.0 %	39.6 %	
Area Gamma > 0.8	0.0 %		Area Dose Diff > 1.5 %	17.5 %	
Area Gamma > 1.2	0.0 %				

Failed 

RESULTADOS DE ANALISIS DE DOSIS

Imagen 18. Ventana de resultados de análisis. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.



REPRESENTACION DE DOSIS PLANEADA

RESULTADOS DE FUSION DE IMÁGENES

DOSIS PORTAL (dosis recibida por el detector)

PUNTO DELIMITADO PARA REALIZAR EL ANALISIS

Imagen 19. Distribución de dosis en modo RGB. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

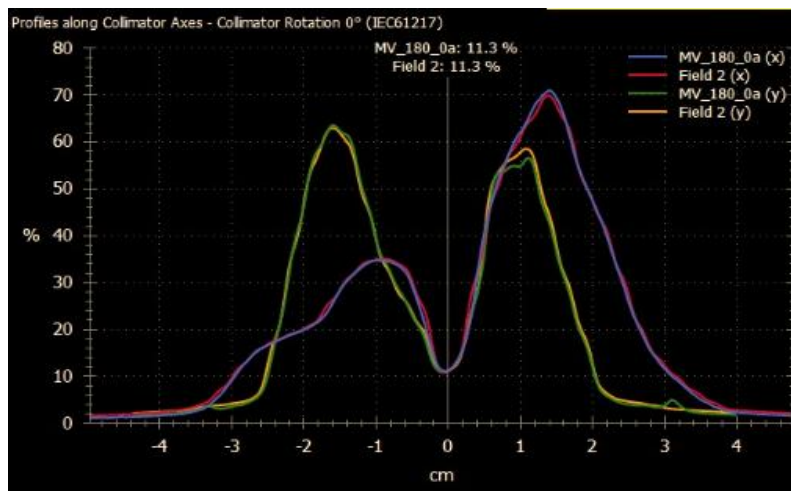


Imagen 20. Distribución a lo largo de los ejes de la pantalla detectora (x,y). Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

6.2 Pasos Para La Realización Del Análisis De Datos:

El análisis de datos depende en primera medida de una adquisición correcta de los mismos, es decir que se cumplan los parámetros iniciales para poder realizar el control de calidad mediante el software, entre estos parámetros iniciales resaltamos:

- Administración completa del campo de tratamiento⁹ planeado.
- Administración del campo de tratamiento sin interrupción del haz de radiación. Estas interrupciones hacen referencia a factores externos como por ejemplo fallas eléctricas en las instalaciones, fallas en temperatura del equipo o el sistema de refrigeración interno que generen interlock¹⁰ a la maquina y hagan que la irradiación se detenga. Para este caso se debe proceder a irradiar nuevamente todo el campo de tratamiento, si se reanuda la irradiación desde el punto de pausa los datos se verán afectados considerablemente y su análisis no va a ser correcto.
- Que la distancia de la pantalla detectora al momento de la irradiación sea la misma que la planeada para el control de calidad. Ej.: 140 cm del punto de salida del haz de radiación.
- Como en el modo de control de calidad o QA¹¹ el equipo va a ir a las posiciones en las que se va a realizar el campo de tratamiento, se debe verificar que su trayecto este libre, dicho de otra forma, que durante los movimientos de ala maquina no halla obstáculos como sillas o que la camilla no quede atravesada en la posición que va a recorrer el cabezal o gantry¹² del acelerador lineal.
- Que el paciente en cuestión, tenga hecho un plan de tratamiento de control de calidad, ya que el plan para QA difiere en su programación del plan de tratamiento.
- Al momento de realizar el análisis de datos, se deben corregir mediante software los posibles problemas de alineación de la pantalla detectora, ya que pueden llevar a lecturas erróneas de la dosis distribuida.

⁹ Campo de tratamiento: field. Nombre que recibe cada uno de los haces planeados para un tratamiento de radioterapia, un plan puede contener múltiples campos de tratamiento, en radioterapia con VMAT estos campos son haces dinámicos, es decir se realiza la irradiación mientras el cabezal del equipo se esta moviendo.

¹⁰ Interlock: bloqueo que aparece en la pantalla de la máquina, estos bloqueos siempre van acompañados de un código de error que indica la razón por la cual se están produciendo.

¹¹ QA: control de calidad en inglés, quality assurance.

¹² Gantry: contiene los mecanismos para producir el haz de radiación, y los aditamentos para modificar su forma o energía.

6.3 Pasos Para La Adquisición De Datos:

Paso 1:



Imagen 21. Posicionamiento previo de equipo. Fotografía de archivo digital del autor.

En primera instancia se debe colocar el equipo en posición inicial, verificar que pueda realizar los movimientos con libertad y colocar la pantalla detectora en la posición definida (distancia) para hacer la adquisición de datos.

Paso 2:

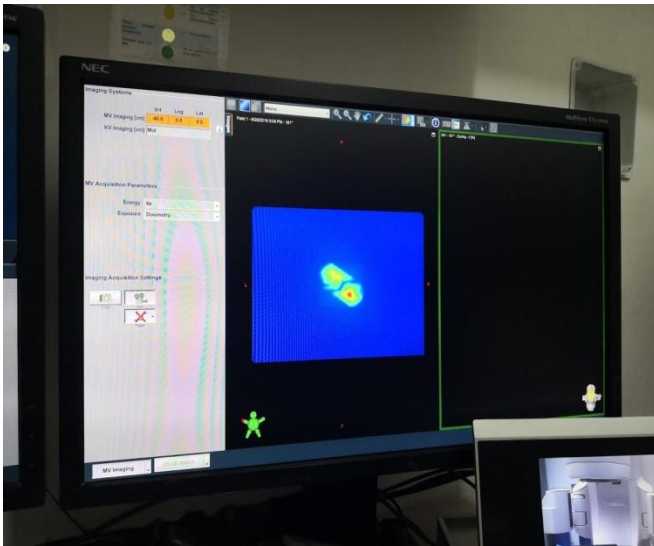


Imagen 22. Verificación de distancia de detector. Fotografía de archivo digital del autor.

En esta ventana se selecciona la distancia a la cual va a estar ubicado el detector con respecto al isocentro del equipo, se modifica generalmente solo el parámetro vertical, el cual es visualizado en la pantalla como -40.0 el software funciona con sistema métrico internacional, es decir en este caso la pantalla esta a 40 cm de distancia del isocentro, se debe verificar que el numero este en valor negativo, ya que esto significa que la pantalla detectora se aleja del isocentro 40 cm, los valores positivos acercan la pantalla al cabezal del equipo. Esta distancia está establecida en el plan de verificación de calidad o QA programado previamente, es decir que si la distancia de la pantalla detectora no coincide con planeada, también obtendremos una lectura errónea de datos.

Paso 3:

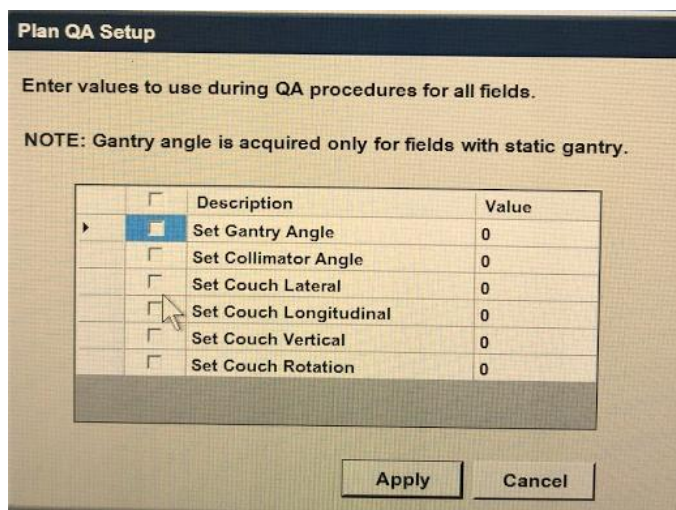


Imagen 23. Aprobación de posición de camilla. Fotografía de archivo digital del autor.

En este momento se aprueba la posición actual de la camilla para poder proceder a realizar la irradiación de la pantalla detectora EPID, se autoriza al equipo para empezar el proceso con la posición actual de la camilla, ya que no va a ser la misma posición que en el momento de tratar al paciente.

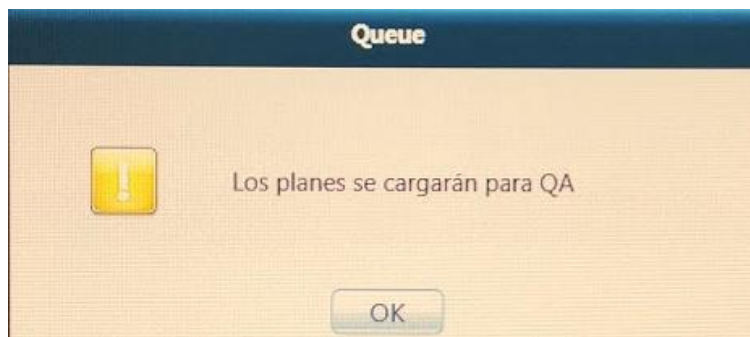


Imagen 24. Aviso de carga de planes en modo QA. Fotografía de archivo digital del autor.

Una vez realizada esta autorización, el equipo va a proceder a cargar el plan de tratamiento y a permitir irradiar el EPID con los campos de irradiación programados.

Paso 4:

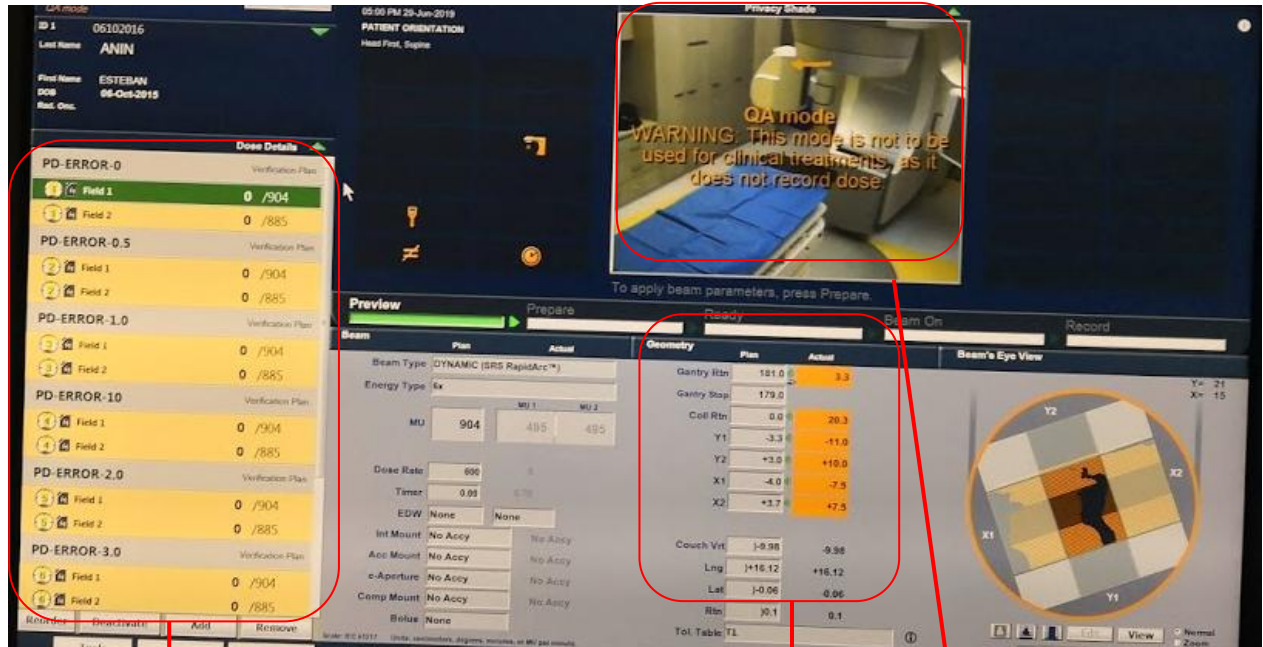


Imagen 25. Revisión de parámetros de equipo. Fotografía de archivo digital del autor.

Ventana de selección de campos de tratamiento.

Coordenadas de equipo y camilla.

Advertencia que indica que el equipo está en modo QA y por ende no debe usarse para realizar tratamientos.

Desde esta ventana el operador, inicia y culmina la irradiación de cada campo de tratamiento, verificando que no haya interrupciones en la irradiación, que el proceso se desarrolle completamente y que los datos de posición del EPID coincidan con los planeados. Al garantizar que esto se cumplió a cabalidad, se puede proceder a hacer el análisis de los datos obtenidos.

6.4 Pasos Para El Análisis De Datos:

El plan de tratamiento o la secuencia de control de calidad, debe tener creado un plan con el mismo fin, es decir un plan de QA, en este plan el físico medico establece los valores de distribución de dosis a valuar y determinar la distancia a la cual se debe colocar el EPID para realizar la correcta medición de dosis.

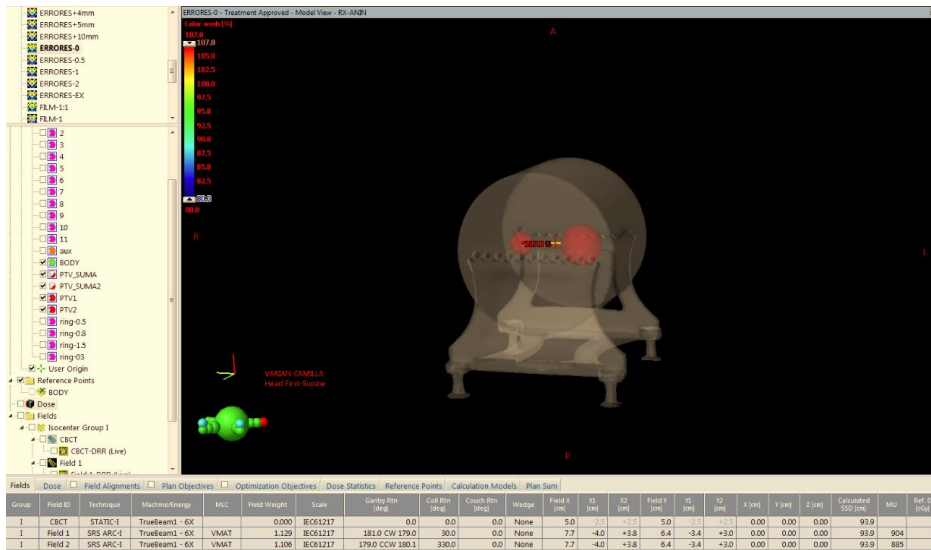


Imagen 26. Creación de plan de tratamiento de control de calidad. Imagen de archivo digital del autor.

El plan de tratamiento de QA es responsabilidad del físico médico y es diferente al de tratamiento diario, ya que aunque tiene la misma dosis prescrita, los parámetros para dosimetría son diferentes y las coordenadas de camilla también.

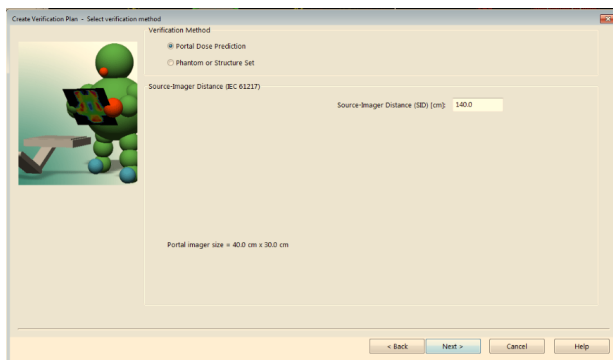


Imagen 27. Definición de parámetros de plan de control de calidad, distancia de detector. Imagen de archivo digital del autor.

En esta imagen se define la distancia del EPID la cual para el plan en cuestión es de 140 cm, debido a esto se debe tener en cuenta en este plan específico, que para hacer la medición de distribución de dosis en el EPID, esta corresponda con la de posición de la pantalla detectora del equipo.

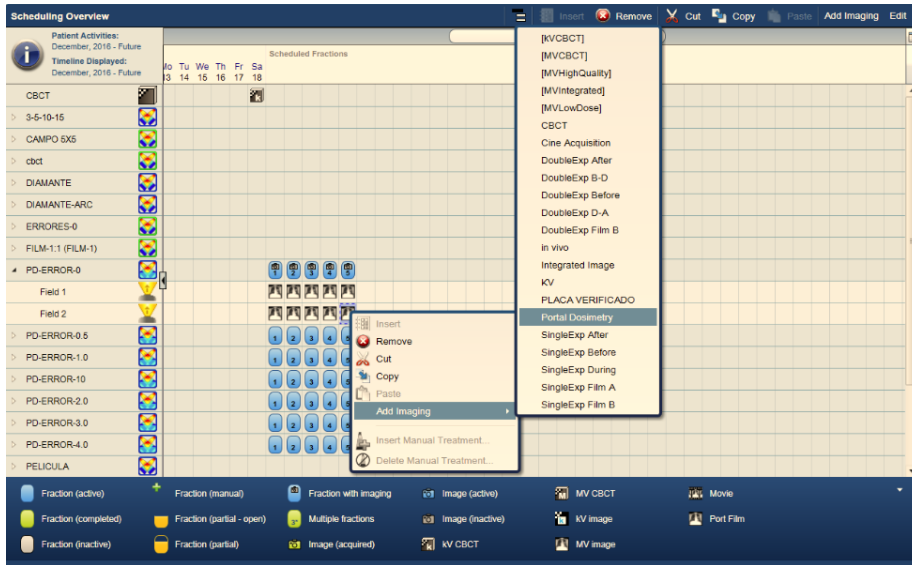


Imagen 28. Adición de placas de dosimetría con EPID para la sesión de QA. Imagen de archivo digital del autor.

Previo a la irradiación del plan de QA en la interfaz de programación, se debe verificar que la sesión del día tenga agendada la respectiva dosimetría con EPID, llamada portal dosimetry en sistemas VARIAN. Con el plan de QA creado y aprobado para su realización se puede empezar a hacer la adquisición de datos. En primera instancia se definen los parámetros de análisis en el software ARIA¹³

Paso 1:

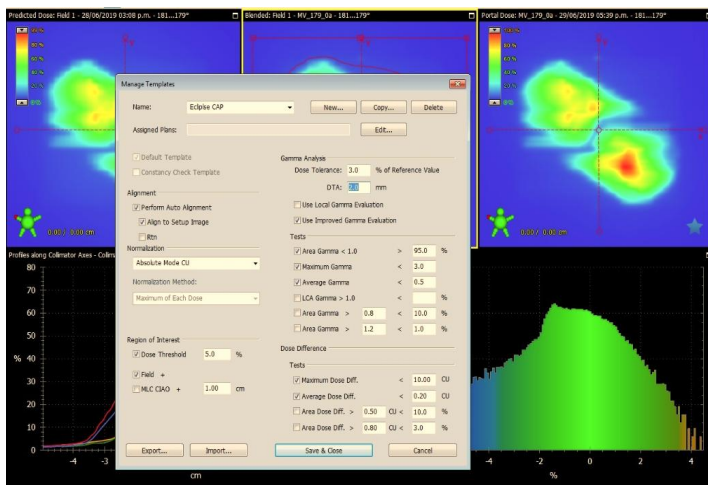


Imagen 29. Punto de partida control de calidad. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

¹³ ARIA: software de planeación y control de calidad de VARIAN MEDICAL SYSTEMS.

En esta ventana se escogen los valores de partida para el análisis de calidad, en donde definimos el DTA¹⁴ inferior al 2 mm con tolerancia de diferencia de dosis del 3%. Estos valores pueden ser definidos como estándar para todos los procesos de control de calidad, generalmente estos son definidos por el grupo de física médica. Definir los parámetros iniciales es prioridad, ya que el cálculo del software depende de estos valores.

Paso 2:

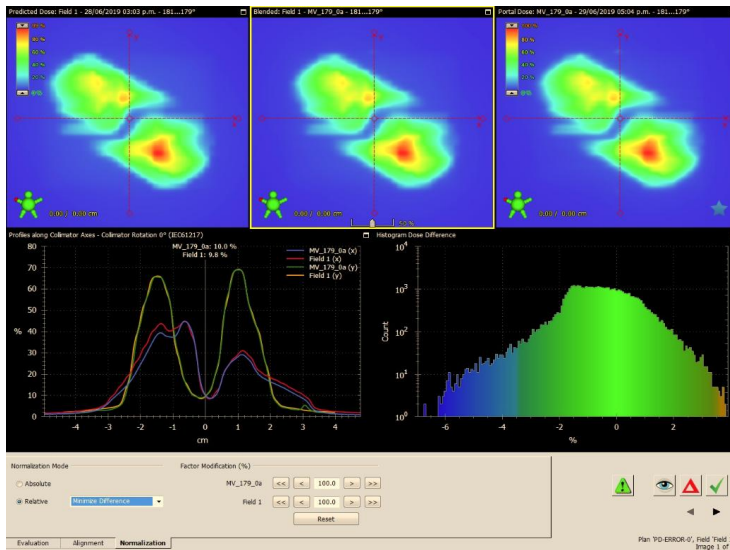


Imagen 30. Punto Modo de normalización. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

En esta ventana seleccionamos el modo en el cual queremos que el software realice la normalización de datos, es decir establecemos las reglas con respecto a las cuales se va a establecer la relación para el análisis de datos. Se escoge un modo de normalización relativa ajustada para la mínima diferencia. Escogemos esta opción, porque es la que presenta una mejor relación entre los datos obtenidos y los planeados.

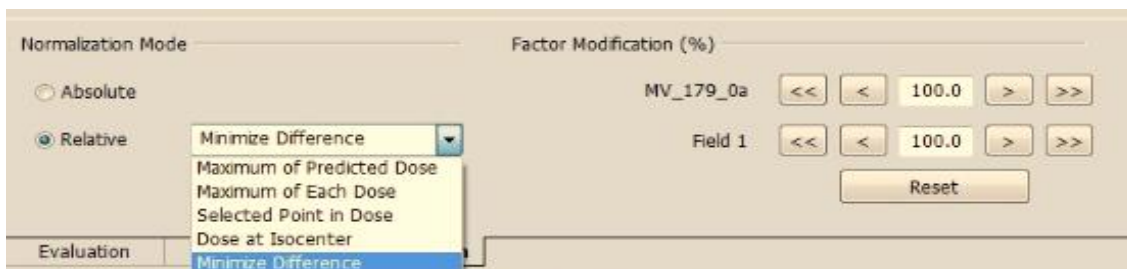


Imagen 31. Selección de modo de normalización. Software ARIA Imagen de archivo digital del autor.

¹⁴ DTA: distancia para aceptación. Distance to agreement

Paso 3:

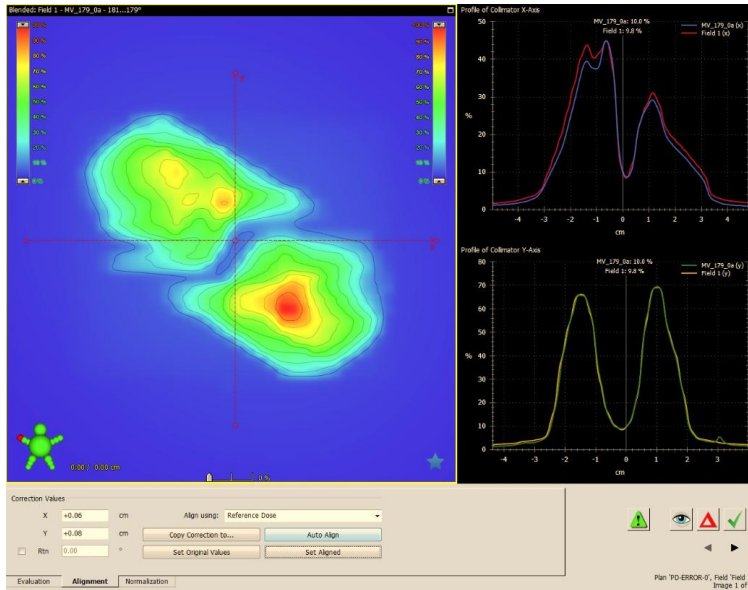


Imagen 32. Alineación de pantalla detectora. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

En esta opción el software permite detectar la desviación en la pantalla detectora, por desplazamientos no programados del brazo robótico del EPID, generalmente son movimientos mínimos, pero deben ser tenidos en cuenta para el análisis de datos, ya que pueden influir en desviaciones de lectura de dosis. Cuando se realiza el proceso de alineación automático, el software proporciona la desviación en el eje x y en el eje y de la pantalla detectora.

Paso 4:

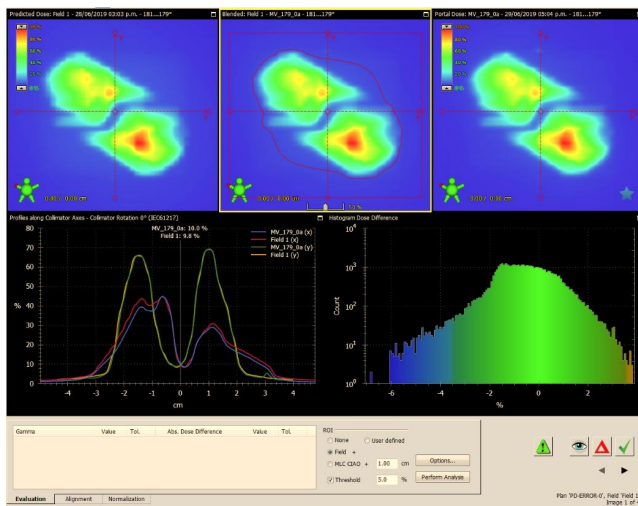


Imagen 33. Evaluación de datos. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Dentro de esta ventana seleccionamos la opción de realizar análisis, después de haber establecido los factores previamente nombrados. Con ayuda del software vamos a obtener los datos de área gamma, máximo valor gamma y valor gamma promedio, los cuales son los que indican si la sección del plan de tratamiento que estamos analizando es correcta o no.

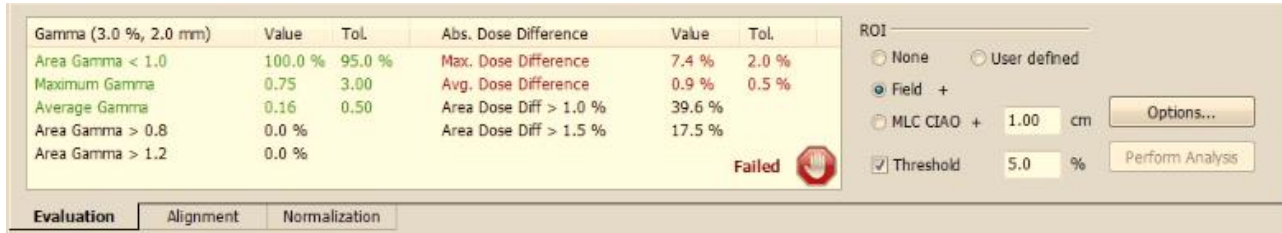


Imagen 34. Evaluación de datos (valores obtenidos). Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

6.5 Posibles Errores De Adquisición De Datos:

6.5.1 Irradiación Incompleta De Campo De Tratamiento

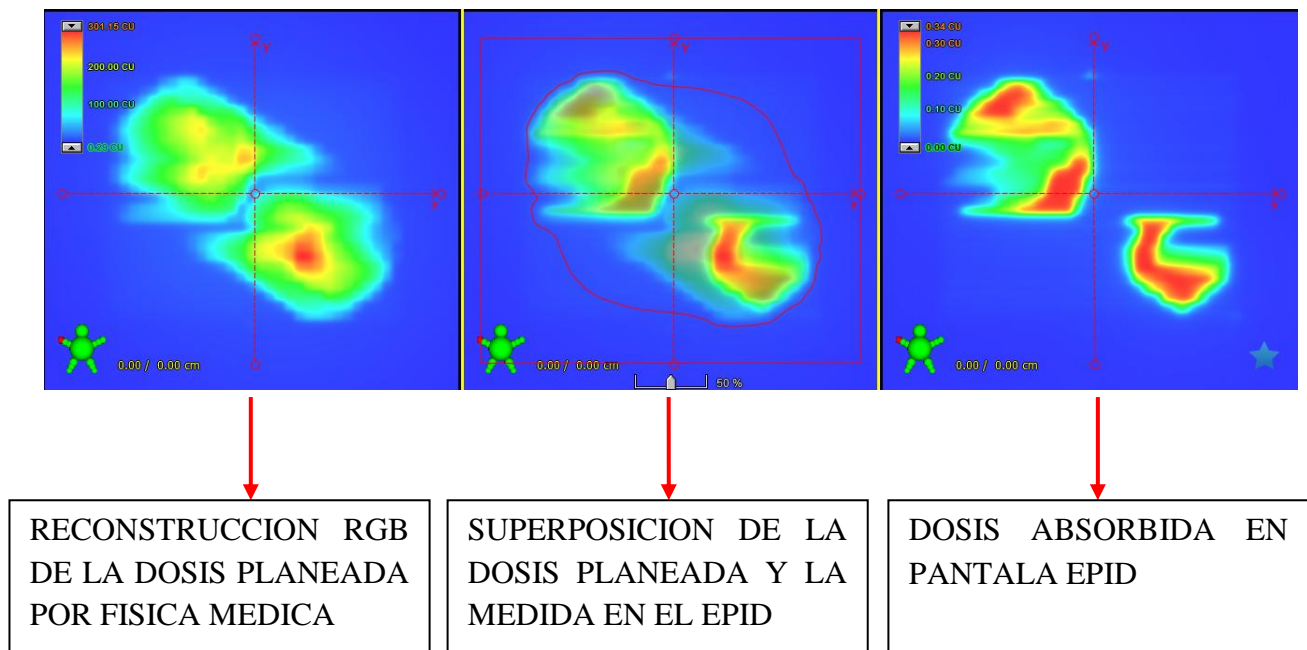


Imagen 35. Irradiación parcial o incompleta de un campo de tratamiento. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

En la anterior imagen, se puede visualizar el error de adquisición de datos cuando la irradiación se hace de forma parcial o incompleta, ya que en la pantalla de adquisición la imagen RGB se ve saturada (tiende a rojo) en algunos puntos y no se parece en nada a la reconstrucción

RGB de la dosis planeada, por ende al realizar la superposición de las dos distribuciones de dosis, es evidente que no coinciden en nada y esto va a llevar a un análisis erróneo de información, en el cual el plan de tratamiento planeado va a ser descartado por no cumplir el índice gamma, pero esto no va a ser por el plan planeado en sí, si no por la adquisición incorrecta de la distribución de dosis. El error en esta imagen, fue una interrupción rápida del campo de tratamiento, es decir no se administró más del 30% de la dosis planeada al EPID, por esta razón hay puntos tan saturados en la imagen de adquisición y otros aún sin dosis recibida.

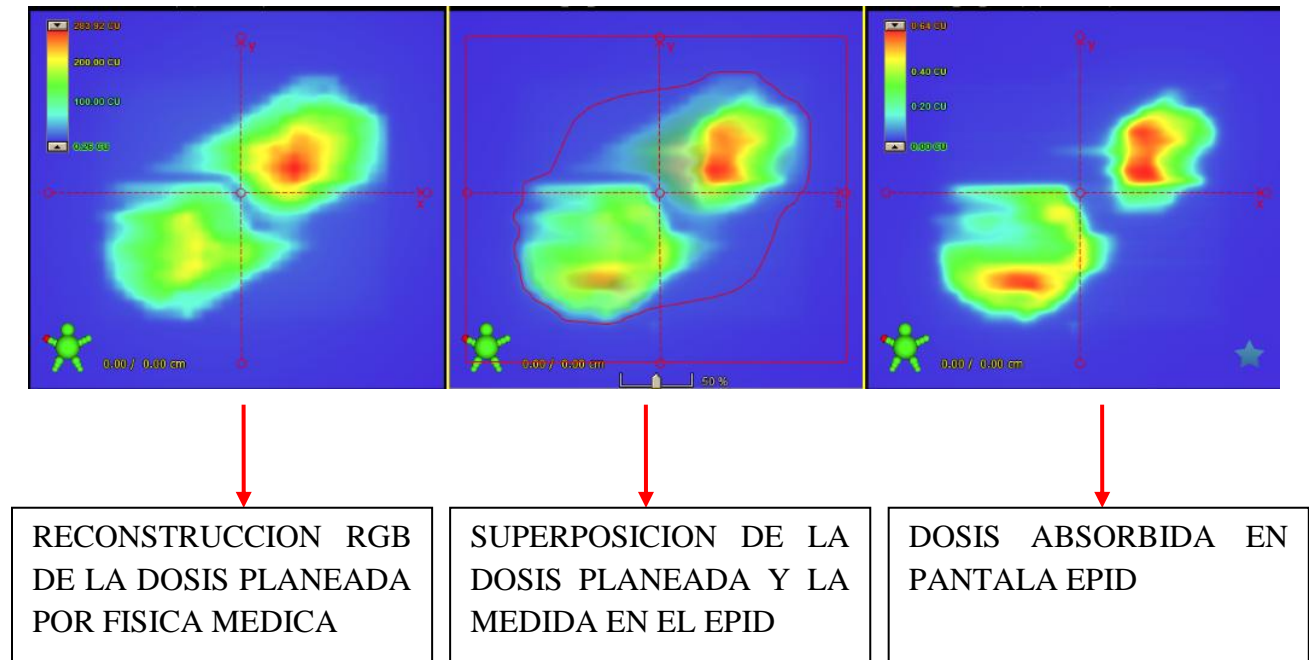


Imagen 36. Irradiación parcial o incompleta de un campo de tratamiento. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

En esta imagen al igual que en ejemplo anterior, se interrumpió la irradiación del campo de tratamiento, debido a esto también hay discrepancias entre la dosis planeada y la administrada cuando se superponen las imágenes RGB, en este caso la administración del campo de tratamiento se interrumpió cuando ya se había entregado aproximadamente el 65% de la dosis planeada debido a esto, aunque la imagen no esta tan saturada como la anterior en los mismos puntos, se puede evidenciar que las dosis discrepan, por lo tanto su análisis también va a ser erróneo.

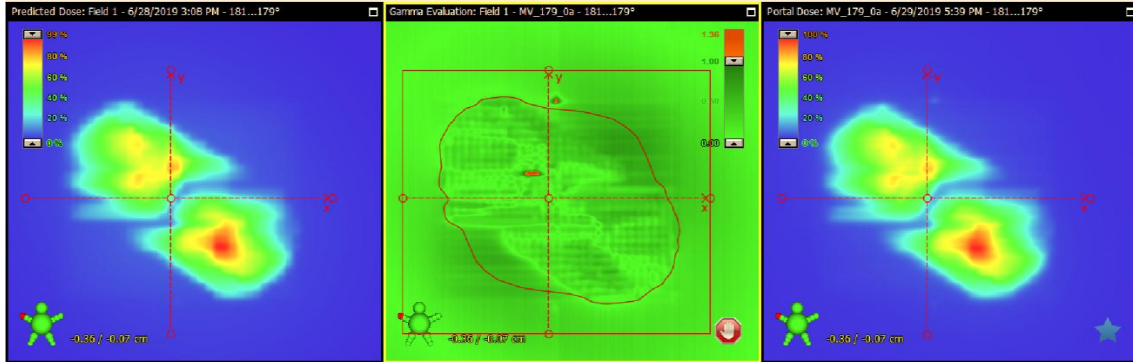


Imagen 37. Modo de evaluación gamma, punto máximo. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

La evaluación de índice gamma también permite establecer o representar gráficamente los puntos de distribución de dosis que sobrepasan el valor de límite gamma establecido, para la imagen anterior, aunque la gráfica indica que hay algunos pixeles que sobrepasan el límite establecido para gamma, el tratamiento cumple con el valor porcentual establecido y por ende supera el control de calidad. Mientras que en la imagen , podemos apreciar la representación gráfica de un QA realizado sobre un campo de tratamiento irradiado parcialmente, en donde podemos visualizar que al aplicar el criterio de evaluación gamma y representar los puntos que exceden el máximo valor, en la imagen superpuesta de las dos distribuciones de dosis, un porcentaje mayor al establecido supera los límites, indicando que el QA fue rechazado.

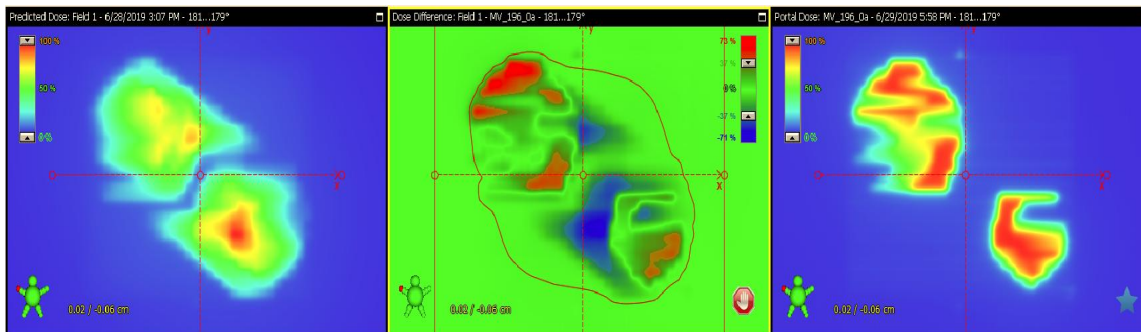


Imagen 38. Modo de evaluación gamma, campo parcialmente irradiado. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Gamma (3.0 %, 2.0 mm)	Value	Tol.	Abs. Dose Difference	Value	Tol.
Area Gamma < 1.0	37.6 %	95.0 %	Max. Dose Difference	73.2 %	2.0 %
Maximum Gamma	10.00	3.00	Avg. Dose Difference	17.8 %	0.5 %
Average Gamma	2.25	0.50	Area Dose Diff > 1.0 %	95.1 %	
Area Gamma > 0.8	72.5 %		Area Dose Diff > 1.5 %	91.1 %	
Area Gamma > 1.2	57.7 %				

Failed

Imagen 39. . Resultados de evaluación, campo parcialmente irradiado. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Generalmente los límites de valor máximo gamma están limitados a 3 para un área no mayor al 5% estos valores son establecidos y recomendados por la ICRP¹⁵, aplicando estos criterios, es claro que un error de parte humana al no irradiar completamente el campo de tratamiento planeado, afecta directamente los resultados de la evaluación y puede influir negativamente en el proceso final. Se deben limitar al máximo las posibles causas de una irradiación parcial, teniendo en cuenta que siempre que se presente este problema, se debe volver a iniciar la medición del campo de tratamiento en cuestión irradiándolo en su totalidad.

6.5.2 No Alineación Del EPID Antes Del Análisis:

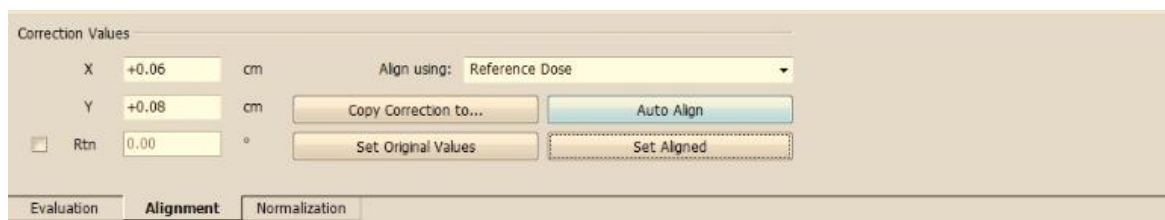


Imagen 40. Ventana de alineación de EPID. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

En esta imagen podemos ver que el software permite mediante las opciones previas al análisis de índice de evaluación gamma, alinear virtualmente el EPID para corregir posibles discrepancias de la alineación entre este y el punto de salida del haz de radiación del acelerador lineal.

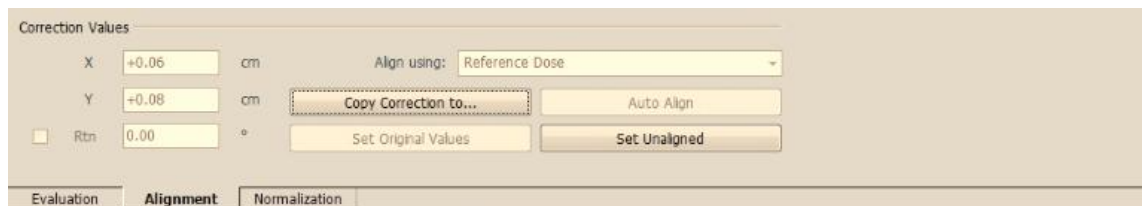


Imagen 41. Ventana de alineación de EPID, sin alineación. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Si en el momento de análisis se deja la opción de alineación desactivada o por error se selecciona la opción de colocar como in-alineado, los resultados del análisis van a ser afectados directamente, como se va a evidenciar en el capítulo de análisis de datos.

También se debe tener en cuenta que el software lleva un registro de los movimientos que puede tener el EPID. Es decir si siempre los movimientos son iguales tanto en el eje x como en y, el error puede ser mecánico del brazo robótico y se puede corregir con un proceso de calibración del mismo. Y aunque este proceso es parte del mantenimiento de la máquina, si no es tenido en cuenta va a modificar los resultados de nuestro análisis de índice de evaluación gamma final.

¹⁵ ICRP: International Commission on Radiological Protection

7. Metodología

Teniendo en cuenta el tipo de población hacia el cual va dirigido este trabajo, se plantea tener una metodología que permita llevar las estrategias y planteamientos descritos en el trabajo, al ámbito práctico, asumiendo que en el caso de no tener a disposición inmediata el equipo en el cual se va a realizar la parte práctica, con las gráficas, lineamientos e indicaciones referidos en este trabajo, se va a poder lograr una capacitación adecuada que permita llevar a cabo el proceso de adquisición de datos para control de calidad en tratamientos de radioterapia de forma precisa.

Debido a la diferencia etaria de la población a la que va dirigido este trabajo, se buscó que los conceptos físicos fueran aproximados al lenguaje común, dejando a un lado la complejidad del lenguaje matemático avanzado que utilizan los software actuales, enfatizando en la necesidad de que lo planteado en este texto sea interiorizado de forma concreta, lógica y conceptual, para poder comprender el por que se realiza este proceso y como la física de radiaciones está establecida como el pilar de todo este proceso.

Para definir la estrategia concreta con la cual se aborda el problema de falta de capacitación en control de calidad de tratamientos de radioterapia en los tecnólogos. Se habla de un aprendizaje basado en problemas, esto debido a que al inicio del proceso el aprendiz o estudiante no va a tener los conocimientos o habilidades prácticas para el desarrollo correcto de la adquisición de datos, o aunque lo haga de forma apropiada, no entiende la responsabilidad de su labor o cómo cambios mínimos puede llegar a afectar el resultado final de este proceso. Con el trabajo, se busca que el aprendiz logre al poner en práctica las pautas y conceptos definidos en este texto pueda aclarar dudas en cada parte del proceso, realizar la adquisición y análisis de datos con un carácter crítico y sepa que cada paso del proceso puede influir de manera negativa en el resultado final.

8. Desarrollo del manual

El desarrollo del manual se llevo a cabo durante el año 2018 con el equipo y software mencionados anteriormente dentro de las instalaciones de CENTRO DE CONTROL DE CANCER en la ciudad de Bogotá, la elección de realizar un manual de este tipo, se debió a la falta de esta clase de herramientas como apoyo pedagógico en las instituciones prestadoras de los servicios de radioterapia, ya que dentro de las capacitaciones periódicas que recibe el personal, la gran mayoría están dedicadas a temas de bioseguridad y a temas de movilización de pacientes y manejo de los mismos. Los temas específicos de la profesión son limitados a congresos y en la actualidad no se realiza como tal un congreso de tecnólogos de radioterapia a nivel nacional de forma periódica y esto limita la divulgación de este tipo de información que con la implementación de procesos de control de calidad se hace tan necesaria. A la fecha se ha realizado un solo congreso de tecnólogos de radioterapia a nivel nacional en el año 2017 y no hay luces de que se vaya a realizar nuevamente un evento de esta índole.

La herramienta se desarrollo con ayuda del físico medico Paulo Alejandro Quintero, quien estuvo atento a incluir los tópicos más importantes dentro de la herramienta pedagógica y también estuvo apoyando el proceso de toma y análisis de datos con el software ECLIPSE para que todo se hiciera de la forma correcta y los pasos detallados en el manual detallaran la labor del tecnólogo.

Aunque el manual pudo ser presentado previamente, hubo demoras en la adquisición de los datos para el análisis, ya que en la institución en la cual se tuvo acceso a la maquina el volumen de trabajo es alto y tener el tiempo necesario (alrededor de 20 horas para la adquisición de datos individuales y un promedio de 1 hora por persona en la estación de trabajo al momento de la implementación, lo cual ocupo otras 15 horas) en la maquina era algo complicado de obtener, a pesar de estos retrasos la herramienta aporto los resultados esperados y tuvo una buena acogida y aceptación por parte del personal de la institución, quienes reconocieron su importancia y también la catalogaron como fácil de entender y aplicar.

Para concluir este apartado me parece importante resaltar que herramientas de este tipo son útiles para poblaciones específicas o ambientes específicos en los que no siempre la escuela o universidad logra permear por completo y a donde muchas veces los procesos de capacitación buscan cumplir con otros requisitos dejando a un lado la formación profesional específica de cada sector.

9. Resultados y análisis

9.1 Datos obtenidos

Una vez se difundió el manual, se recolectaron los datos de 64 verificaciones de tratamientos del mismo plan dosimétrico durante un periodo de 1 mes. Se puede apreciar que al hacer la corrección sistemática de alineación el valor de área gamma (índice gamma), el maximum gamma, y el average gamma fue de 100, 0.97 y 0.17 respectivamente. Los desplazamientos de la corrección fueron 0.05 para el eje x y 0.08 para el eje y.

El mismo análisis fue realizado sin realizar la corrección sistemática de alineación y el valor de área gamma (índice gamma), el maximum gamma y el average gamma fue de 100, 0.85 y 0.27 respectivamente. (Ver tabla 1).

Tabla 1. Datos comparativos entre correcciones de alineación de EPID.

Corrección	Factor					
	Average gamma (Mean Value)	Standard Deviation	Max gamma (Mean Value)	Standard Deviation	Area gamma (Mean Value)	Standard Deviation
Alineado	0.17	0.0151832392 449126	0.97	0.2590757381 44733	100	0.043643578 047196
No Alineado	0.27	0.0127772287 980444	0.85	0.1454382093 09908	100	0.017407765 5955688

Tabla 2. Desplazamientos de EPID corregidos mediante software.

	Mean Value	Standard Deviation
X	0.05	0.0051946248164932
Y	0.08	0.00293784825696501

La implementación de la herramienta desarrollada, permitió al personal de la institución en la cual fue aplicada comenzar a comprender los procesos que intervienen en la obtención de datos para la dosimetría portal, fue notoria la falta de capacitación en esta área, ya que aunque un alto número de las personas con las cuales se implemento el manual, podían hacer la adquisición de datos, la realizaban de forma mecánica, sin saber que estaban haciendo en cada paso del proceso, o sin saber en realidad que tipo de datos eran los que estaban obteniendo ni para que se utilizaban o como llegaban a ser analizados.

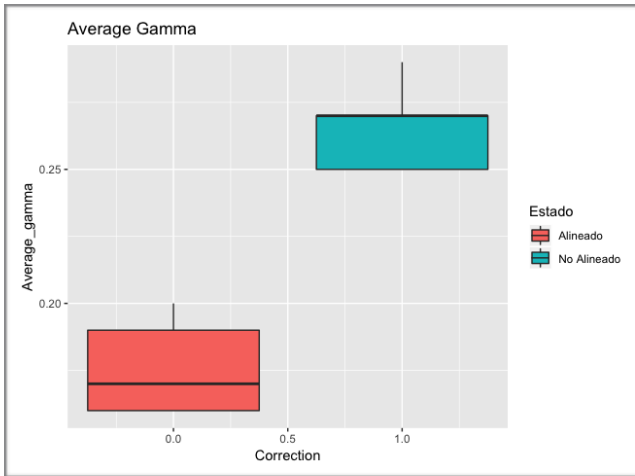
El manual desarrollado, logró presentar a los tecnólogos cada parte del proceso mostrando la importancia del mismo y aclarando la forma correcta en la cual se debía llevar a cabo la adquisición de datos, además fue un aporte valioso al lograr que los tecnólogos asociaran la práctica con la teoría, no solo esto, si no que vieran la importancia de su labor dentro de un equipo de trabajo.

Otra parte del manual indica la forma de realizar el análisis de los datos obtenidos al irradiar el EPID en la evaluación de un plan de tratamiento con radioterapia de intensidad modulada. Esta parte fue totalmente nueva para los tecnólogos, ya que en la institución donde se llevo a cabo la implementación, el tecnólogo únicamente hace la adquisición de datos pero no tiene acceso a los mismos para poder hacer el análisis y el software ECLIPSE solo permite usar la aplicación de análisis de datos a los usuarios de física medica. Para la realización de esta parte de la experiencia pedagógica, se habilitó una estación de trabajo que permitía hacer el análisis de los datos de dosimetría portal con los tecnólogos de radioterapia, con apoyo del manual cada persona pudo realizar este análisis de forma rápida y fácil, dentro de esta parte de la experiencia también se hizo el análisis de los datos que estaban adquiridos de forma incorrecta con la intención de que los tecnólogos pudieran ver las consecuencias de una mala adquisición de datos, y que también puedan asociar los valores obtenidos en la maquina con valores erróneos o incompletos para el análisis, ya que siempre se hace únicamente la adquisición, pero no hay forma de verificar la correcta adquisición de los mismos o de evidenciar visualmente como son afectados los análisis finales con datos incompletos o con variaciones leves de alineación de los ejes de la pantalla detectora.

En conclusión la implementación de la herramienta pedagógica y la forma de presentarla a los tecnólogos de radioterapia, fue satisfactoria y correcta, ya que no simplemente sirvió como una herramienta de consulta escrita, si no como una guía de procesos que llevada a la práctica guió hacia el mejoramiento de la capacitación del personal, mejorando sus aptitudes y afianzando la utilización de las herramientas físicas disponibles en el sitio de trabajo.

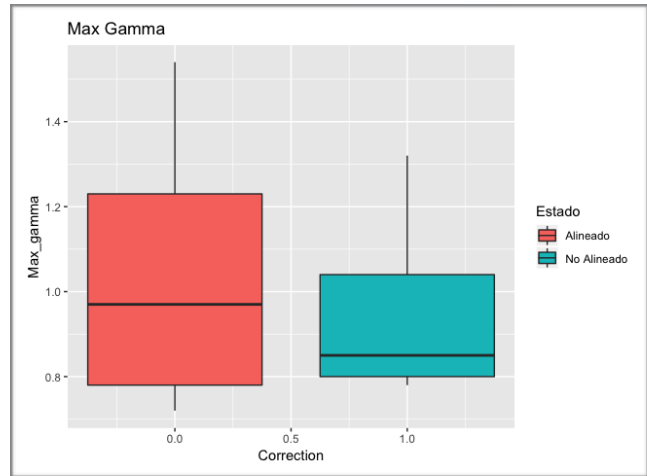
Gráfica 1. Box Plot

Corrección vs gamma promedio.

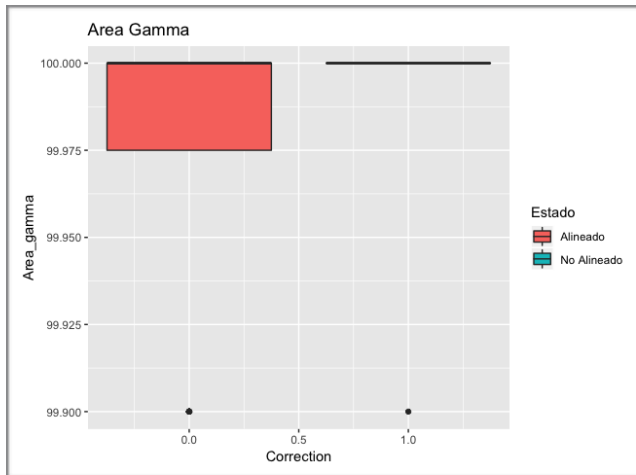


Gráfica 2. Box Plot

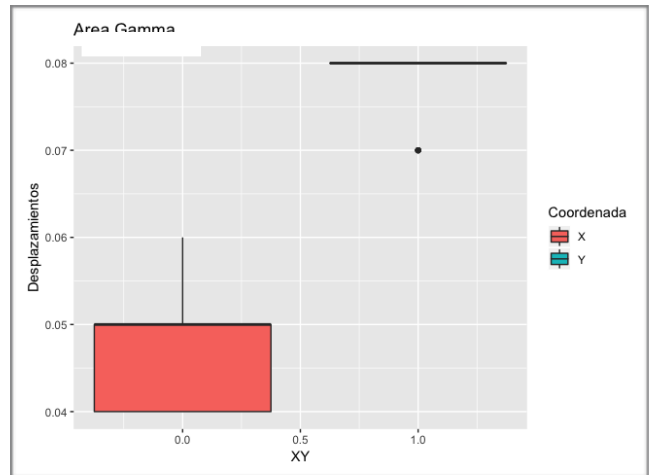
Corrección vs maximum gamma.



Gráfica 3. Corrección vs área gamma



Gráfica 4. Corrección vs área gamma



9.2 Encuesta pre y pos implementación del manual.

Durante la implementación del manual, se realizó una encuesta a los tecnólogos de radioterapia, la encuesta contenía 5 preguntas previas a la implementación del manual y 5 más posteriores a la con el fin de recopilar datos de su perspectiva en cuanto a la información del tema de dosimetría portal y la utilidad del manual. La encuesta se realizó a 15 tecnólogos de radioterapia dentro de las instalaciones de Centro de Control de Cáncer, la implementación se llevó a cabo con la revisión y puesta en práctica del manual elaborado y con una retroalimentación personal de cada tecnólogo posterior al proceso.

Los datos obtenidos de esta encuesta también se graficaron para dar una visión general de la opinión de los tecnólogos y de la eficacia del manual.

Imagen 42. Modelo de encuesta a tecnólogos. Imagen de archivo digital del autor.

ENCUESTA: PERTINENCIA DE PROCESOS DE CAPACITACIÓN EN DOSIMETRÍA PORTAL

BOGOTÁ 2019

1. ¿Realiza usted dosimetría portal o control de calidad QA para tratamientos de radioterapia en su institución? si ___ no ___

a. Si su respuesta a la pregunta 1 es no, indique el por que

2. ¿Sabe usted realizar el proceso de adquisición de datos para QA?

3. ¿puede analizar los datos obtenidos en el QA?

4. ¿Conoce que es el índice de evaluación gamma?

5. ¿Considera adecuada la capacitación para el proceso de obtención y análisis de datos de QA?

6. ¿Cree que el material suministrado es útil para realizar el control de calidad?

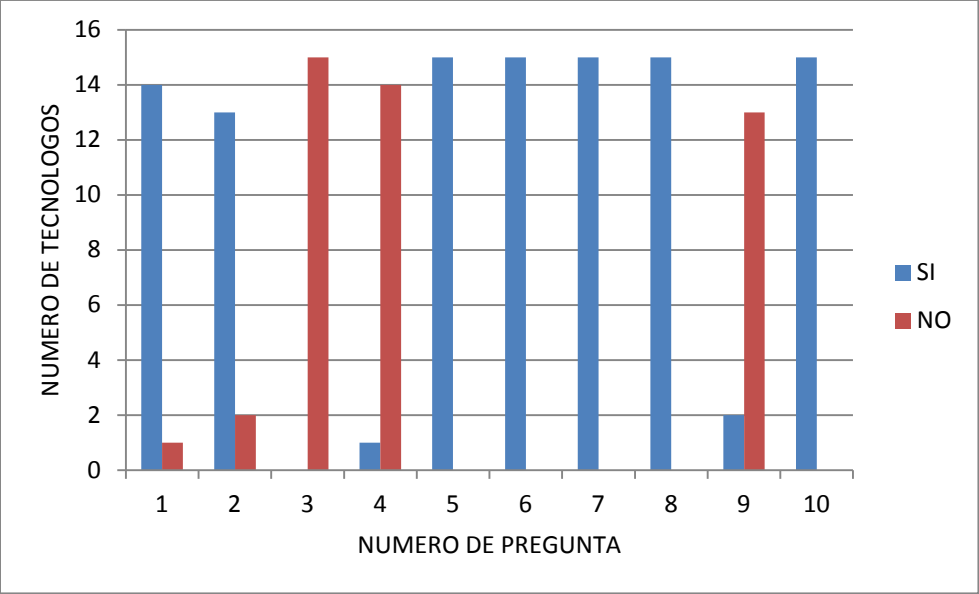
7. ¿Considera que el material contribuye a su formación profesional?

8. Con base en la información suministrada y la puesta en práctica de la misma, ¿cree que se pueden corregir errores de adquisición de datos y se logra mejorar los procesos de control de calidad de su institución?

9. ¿Había recibido usted este tipo de información previamente, dentro o fuera de la institución?

10. ¿La información que recibió en el manual le parece adecuada y suficiente para poder realizar un proceso de control de calidad?

Gráfica 5. Datos de respuesta a la encuesta.



CONCLUSIONES

1. La dosimetría portal demuestra ser una técnica eficiente y fácil de usar para poder verificar los tratamientos de IMRT en las instalaciones de radioterapia
2. El índice gamma es de los métodos más usados ofreciendo un rango de variación aceptado en que las pruebas de los tratamientos pueden variar teniendo en cuenta fluctuaciones menores al 5% de la máquina que se pueden dar todos los días.
3. El manual elaborado demostró ser una guía práctica y útil para la enseñanza de esta técnica de control de calidad.
4. El manual elaborado permitió a los tecnólogos profundizar en temas elementales relacionados con su práctica diaria, además de darles las herramientas necesarias para manipular el software de dosimetría portal.
5. Con los controles de calidad realizados por los tecnólogos, se pudo evidenciar la importancia de la corrección sistemática del detector, siendo esta mayor para el desplazamiento en X respecto a Y. Estos desplazamientos menores a 1 mm, impactaron en el índice gamma en aproximadamente 10%.
6. Estrategias pedagógicas enfocadas a grupos específicos de personas enriquecen la práctica docente, al ampliar el campo de acción de la labor educativa y lograr aplicar metodologías en ámbitos diferentes al aula de clase.
7. La física como ciencia aplicada, puede ser enseñada o ilustrada de forma conceptual para lograr la interiorización de los conocimientos, ya que no en todos los casos es necesario y útil el lenguaje matemático complejo dentro de una práctica específica, en este caso la del tecnólogo en radioterapia.

GLOSARIO:

IMRT: radioterapia de intensidad modulada. Intensity modulated radiotherapy. Modalidad de tratamiento en la que se modifica la distribución y flujo de dosis con aditamentos extra al equipo como colimadores MLC.

MLC: multi leaf collimator. Colimador múltiple hojas. Método de modificación del haz de radiación que permite hacer haces con formas irregulares y modificar la entrega de dosis durante la irradiación.

EPID: electronic portal imaging device. Dispositivo electrónico de imágenes portales. Pantalla detectora utilizada para verificación de posicionamiento de pacientes y dosimetría.

VARIAN: fabricante de aceleradores lineales para usos clínicos.

ARIA: software distribuido por VARIAN para planeación de tratamientos y control de calidad de tratamientos y calibración de equipos de radioterapia.

RGB: red, green, blue. Escala en colores rojo, verde y azul, que permite representar gráficos y distribuciones de flujos, mediante superposición y combinación de estos 3 colores.

QA: quality assurance. Aseguramiento de calidad o control de calidad.

SAD: source axis distance. Distancia fuente eje, es la distancia de referencia para los aceleradores lineales o distancia entre la producción del haz y el centro de irradiación. Generalmente 100 cm.

Isocentro: punto en torno a cual gira el centro de irradiación.

DTA: distance to agreement. Distancia para aprobación.

Portal dosimetry: dosimetría realizada mediante detectores portales.

Gantry: brazo mecánico que contiene los componentes que producen el haz de radiación, gira en torno al punto de irradiación y siempre apunta hacia este.

Interlock: bloqueo que aparece en la pantalla de la máquina, estos bloqueos siempre van acompañados de un código de error que indica la razón por la cual se están produciendo.

Campo de tratamiento: field. Nombre que recibe cada uno de los haces planeados para un tratamiento de radioterapia, un plan puede contener múltiples campos de tratamiento, en radioterapia con VMAT estos campos son haces dinámicos, es decir se realiza la irradiación mientras el cabezal del equipo se está moviendo.

MV: megavoltaje. Energía utilizada generalmente para irradiación con aceleradores lineales en tratamientos con fotones.

Dosimetría: medición de dosis de radiación en tejido o materia como resultado de la exposición a radiación ionizante.

ICRP: International Commission on Radiological Protection

REFERENCIAS

1. Departamento de Salud y Servicios Humanos de EE. UU. La radioterapia y usted. Recuperado de Publicación de los NIH núm. 17-2227S. Octubre de 2016. <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/radioterapia-y-usted.pdf>
2. Ministerio de salud. Instrucciones para la aplicación de la Resolución 482 de 2018 "Por la cual se reglamenta el uso de equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, la prestación de servicios de protección radiológica y se dictan otras disposiciones. Recuperado de circular externa 029 de 2019. <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/DIJ/circular-externa-29-de-2018.pdf>
3. Edgar Falco. 2015. Dosimetría Basada en Sistema Electrónico de Imagen Portal EPID. Recuperado de universidad nacional de córdoba. 2015

Lista de imágenes.

Imagen 1. EPID. Imagen de archivo del autor

Imagen 2 Acelerador lineal Varian TRUEBEAM. Tomado de <http://centrodecontroldecancer.com/>

Imagen 3. Pablo Turmero dispersión de Rayleigh. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

Imagen 4. Pablo Turmero efecto fotoeléctrico. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

Imagen 5. Pablo Turmero efecto Compton. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

Imagen 6. Pablo Turmero producción de pares. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

Imagen 7. Pablo Turmero dispersiones inelásticas. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

Imagen 8. Pablo Turmero dispersiones elásticas. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

Imagen 9. Pablo Turmero radiación de frenado. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos104/interaccion-radiacion-materia/interaccion-radiacion-materia.shtml>

Imagen 10. Elipses de índice gamma colocadas sobre dosis planeada. Imagen creada por el autor.

Imagen 11. Ventana de análisis, software de planeación ARIA, imagen digital tomada por el autor.

Imagen 12. Ventana de superposición de dosis planeada vs detectada en EPID, software de planeación ARIA, imagen digital tomada por el autor.

Imagen 13. Acelerador lineal (Cabezal). Imagen de archivo del autor.

Imagen 14. Pantalla EPID. Imagen de archivo del autor.

Imagen 15. Esquema de diseño de secciones del EPID imagen de archivo del autor.

Imagen 16. Barra de herramientas. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 17. Barra lateral, campos de tratamiento. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 18. Ventana de resultados de análisis. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 19. Distribución de dosis en modo RGB. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 20. Distribución a lo largo de los ejes de la pantalla detectora (x,y). Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 21. Posicionamiento previo de equipo. Fotografía de archivo digital del autor.

Imagen 22. Verificación de distancia de detector. Fotografía de archivo digital del autor.

Imagen 23. Aprobación de posición de camilla. Fotografía de archivo digital del autor.

Imagen 24. Aviso de carga de planes en modo QA. Fotografía de archivo digital del autor.

Imagen 25. Revisión de parámetros de equipo. Fotografía de archivo digital del autor.

Imagen 26. Creación de plan de tratamiento de control de calidad. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 27. Definición de parámetros de plan de control de calidad, distancia de detector. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 28. Adición de placas de dosimetría con EPID para la sesión de QA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 29. Punto de partida control de calidad. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 30. Punto Modo de normalización. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 31. Selección de modo de normalización. Software ARIA Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 32. Alineación de pantalla detectora. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 33. Evaluación de datos. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 34. Evaluación de datos (valores obtenidos). Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 35. Irradiación parcial o incompleta de un campo de tratamiento. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 36. Irradiación parcial o incompleta de un campo de tratamiento. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 37. Modo de evaluación gamma, punto máximo. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 38. Modo de evaluación gamma, campo parcialmente irradiado. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 39. . Resultados de evaluación, campo parcialmente irradiado. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 40. Ventana de alineación de EPID. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 41. Ventana de alineación de EPID, sin alineación. Software ARIA. Imagen de archivo digital del autor.

Imagen 42. Modelo de encuesta a tecnólogos. Imagen de archivo digital del autor

Lista de tablas

Tabla 1. Datos comparativos entre correcciones de alineación de EPID.

Tabla 2. Desplazamientos de EPID corregidos mediante software.

Lista de figuras

Figura 1. Esquema de sala de tele terapia. Archivo del autor del trabajo. 2019

Lista de gráficas

Grafica 1. Box Plot corrección vs gamma promedio.

Grafica 2. Box Plot corrección vs maximum gamma.

Gráfica 3. Corrección vs área gamma

Gráfica 4. Corrección vs área gamma

Gráfica 5. Datos de respuesta a la encuesta.

BIBLIOGRAFIA

Ann Van Escha,, Joërg Bohsung, Pekka Sorvari, Mikko Tenhunen, Marta Paiusco, Mauro Iori, Per Engström, Haakan Nystrom, Dominique Pierre Huyskens 2002. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. Irlanda. Radiotherapy and oncology 65.

Castro j. 2015 Análisis Dosimétrico y Radiobiológico para el Aseguramiento de la Calidad en los Tratamientos de Radioterapia para Cáncer de Cabeza y Cuello con IMRT, SIB-IMRT, rapid arc. Bogotá, Colombia. Universidad Nacional.

Edgar Falco. 2015. Dosimetría Basada en Sistema Electrónico de Imagen Portal EPID. Recuperado de universidad nacional de córdoba.

Mora C. 2015 Implementación y evaluación de un sistema de dosimetría portal con EPID para radioterapia con IMRT. Bogotá, Colombia. Universidad javeriana.

Algara m. 2013 Tratamientos con teleterapia. Barcelona, España. Editorial Aran.

Dayananda Shamurailatpam Sharma, Vaibav Mhatre, 2010. Portal dosimetry for pretreatment verification of IMRT plan: A comparison with 2D ion chamber array.

G. Portal 1986, Review of the Principal Materials Available for Thermoluminescent Dosimetry, *Radiation Protection Dosimetry*, Volume 17, Issue 1-4, 1. Estados unidos.

Mans A; Remeijer P. 2010 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. Amsterdam, Holanda. Centro médico académico. Departamento de oncología.
Hunt P. Vial P. Oliver L. 2008. Software tool for portal dosimetry research. Newcastle. Australia. Universidad de Newcastle.

Kim j. Heong C. 2017 Gamma Evaluation with Portal Dosimetry for Volumetric Modulated Arc Therapy and Intensity-Modulated Radiation Therapy. Suwon. Korea. Robotics Research Laboratory for Extreme Environments, Advanced Institutes of Convergence Technology.

Van Ech a. Huyskens D. Hirschi L. 2013 Optimized Varian aSi portal dosimetry: development of datasets for collective use. v journal of applied clinical medical physics, volume 14, number 6, 2013.

Instituto nacional del cáncer de argentina. 2003 manual de enfermería oncológica. Ministerio de salud. Segunda edición.

Instituto nacional del cáncer. 2015. Naturaleza del cáncer. EE.UU. Recuperado de <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/naturaleza/que-es>

Amador de los Ríos. 2011. Asociación Española Contra el Cáncer. España. ¿Qué es la radioterapia?. Revisado por la asociación española contra el cáncer. 2011.

Eduardo F. Larrinaga Cortina, David N. Alonso Fernández, Rodolfo Alfonso Laguardia, José L. Alonso Samper. Patient-specific intensity modulated radiotherapy quality assurance using an electronic portal imaging device. 2016. Instituto de Oncología y Radiobiología. La Habana, Cuba.

Pepe Guillermo 2012. Rayos x, naturaleza y propiedades, interacción con la materia. Recuperado de facultad de medicina UNNE

Curso de supervisores de instalaciones radiactivas. 2013. CNC. Modulo básico 2013.

J. Roselló 2004 Control de calidad en radioterapia externa conformada e IMRT. Hospital General Universitario-ERESA.Valencia. España.

Pascual Benés Adoración. 2000. Radiaciones ionizantes: normas de protección. Ministerio de trabajo y asuntos sociales de España. ESPAÑA.

VARIAN. Varian medical Systems. 1999-2019. Sistema de radioterapia TrueBeam. Recuperado de <https://www.varian.com/es-xl/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>

ANEXOS

ANEXOS

IMÁGENES EQUIPO TRUE BEAM



Imagen 1. Consola de control. Imagen de archivo del autor.

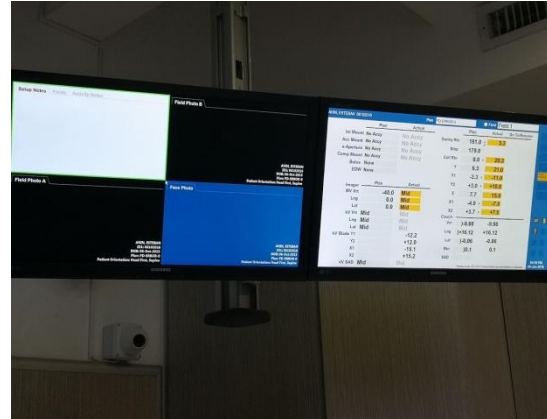


Imagen 2. Pantalla de coordenadas en sala. Imagen de archivo del autor.



Imagen 3. Equipo y camilla. . Imagen de archivo del autor.



Imagen 4. Consola de control. Imagen de archivo del autor.

IMÁGENES EPID

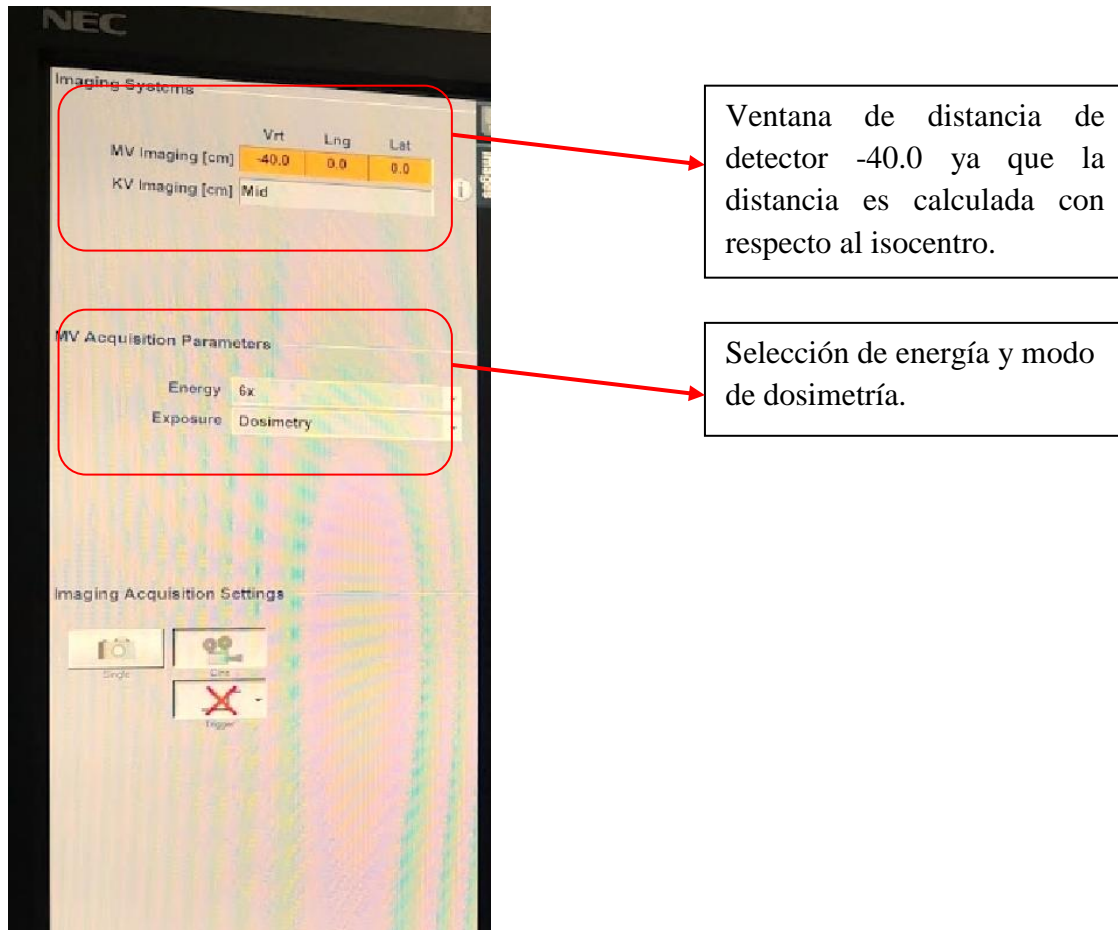


Imagen 5. Pantalla EPID equipo true beam centro de control de cáncer. 2019 fotografía de archivo del autor.



Imagen 6. Brazo robótico EPID equipo true beam Centro de Control de Cáncer 2019. Fotografía de archivo del autor.

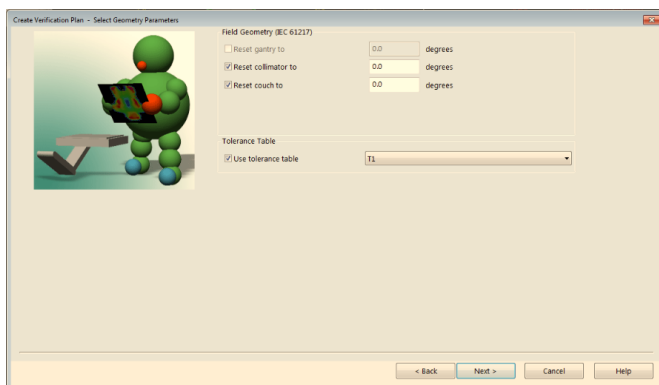
IMÁGENES DE POSICION DEL EQUIPO Y SOFTWARE



Ventana de distancia de detector -40.0 ya que la distancia es calculada con respecto al isocentro.

Selección de energía y modo de dosimetría.

Imagen 7. Zoom de imagen 28, distancia del detector – 40.0 cm, con respecto al isocentro¹⁶. Fotografía de archivo digital del autor.



¹⁶ Isocentro: punto en torno al cual gira el equipo y es el punto de referencia de inicio de irradiación, en aceleradores lineales es de 100 cm.

Imagen 8. Definición de parámetros de plan de control de calidad. Imagen de archivo digital del autor.

TABLAS DE DATOS DE CORRECCIONES DE DETECTOR Y DATOS SIN CORRECCION VIRTUAL DE DETECTOR

Tabla 1. Datos de planes de tratamiento irradiados, con la corrección de alineación del EPID mediante software.

NUMERO DE IRRADIACIONES POR PLAN DE TRATAMIENTO	NOMBRE DEL PLAN DE TRATAMIENTO	CAMPO DE TRATAMIENTO	AREA GAMMA %	MAXIMU M GAMMA (mm)	AVERAG E GAMMA (mm)	CORRECCION DE EPID EJE X (cm)	CORRECCION DE EPID EJE Y (cm)
1	0	1	99,9	1,17	0,18	0,06	0,08
2	0	2	100	0,8	0,17	0,05	0,08
3	0	1	99,9	1,17	0,17	0,05	0,07
4	0	2	100	0,78	0,16	0,04	0,08
5	0	1	99,9	1,18	0,17	0,05	0,07
6	0	2	100	0,78	0,16	0,05	0,08
7	0	1	99,9	1,18	0,17	0,05	0,07
8	0	2	100	0,78	0,16	0,04	0,08
9	0,5	1	99,9	1,22	0,18	0,05	0,08
10	0,5	2	100	0,79	0,16	0,05	0,08
11	0,5	1	99,9	1,25	0,17	0,05	0,07
12	0,5	2	100	0,79	0,16	0,04	0,08
13	0,5	1	99,9	1,24	0,17	0,05	0,08
14	0,5	2	100	0,78	0,16	0,04	0,08
15	0,5	1	99,9	1,24	0,17	0,05	0,08
16	0,5	2	100	0,78	0,16	0,04	0,08
17	1	1	100	1,22	0,18	0,05	0,08
18	1	2	100	0,77	0,17	0,05	0,08
19	1	1	100	1,21	0,18	0,05	0,07
20	1	2	100	0,75	0,16	0,05	0,08
21	1	1	100	1,21	0,18	0,05	0,08
22	1	2	100	0,74	0,16	0,05	0,08
23	1	1	100	1,23	0,18	0,05	0,07
24	1	2	100	0,75	0,16	0,05	0,08
25	2	1	100	0,96	0,19	0,05	0,08
26	2	2	100	0,83	0,17	0,05	0,08
27	2	1	100	0,96	0,18	0,05	0,08
28	2	2	100	0,81	0,16	0,04	0,08
29	2	1	100	0,96	0,18	0,05	0,08
30	2	2	100	0,82	0,16	0,04	0,08

31	2	1	100	0,96	0,18	0,05	0,08
32	2	2	100	0,8	0,16	0,04	0,08
33	3	1	99,9	1,54	0,2	0,05	0,08
34	3	2	100	0,78	0,16	0,04	0,08
35	3	1	99,9	1,54	0,19	0,05	0,08
36	3	2	100	0,77	0,16	0,04	0,08
37	3	1	99,9	1,54	0,19	0,05	0,08
38	3	2	100	0,76	0,16	0,04	0,08
39	3	1	99,9	1,53	0,19	0,05	0,08
40	3	2	100	0,76	0,16	0,04	0,08
41	4	1	99,9	1,39	0,19	0,05	0,08
42	4	2	100	0,76	0,16	0,04	0,08
43	4	1	99,9	1,41	0,19	0,05	0,08
44	4	2	100	0,75	0,16	0,04	0,08
45	4	1	99,9	1,4	0,19	0,05	0,08
46	4	2	100	0,73	0,16	0,04	0,08
47	4	1	99,9	1,38	0,2	0,05	0,08
48	4	2	100	0,72	0,16	0,04	0,08
49	5	1	100	1,22	0,2	0,05	0,08
50	5	2	100	0,78	0,17	0,04	0,08
51	5	1	100	1,21	0,2	0,04	0,08
52	5	2	100	0,79	0,16	0,04	0,08
53	5	1	100	1,23	0,2	0,05	0,08
54	5	2	100	0,78	0,16	0,04	0,08
55	5	1	100	1,23	0,2	0,05	0,08
56	5	2	100	0,78	0,16	0,04	0,08
57	10	1	100	1,3	0,2	0,05	0,08
58	10	2	100	1	0,16	0,04	0,08
59	10	1	100	1,28	0,2	0,05	0,08
60	10	2	100	1	0,16	0,04	0,08
61	10	1	100	1,28	0,2	0,05	0,08
62	10	2	100	0,98	0,16	0,04	0,08
63	10	1	100	1,28	0,2	0,05	0,08
64	10	2	100	0,99	0,16	0,04	0,08

Tabla 2. Datos de planes de tratamiento irradiados, sin la corrección de alineación del EPID.

NUMERO DE IRRADIACIONES POR PLAN DE TRATAMIENTO	NOMBRE DEL PLAN DE TRATAMIENTO	CAMPO DE TRATAMIENTO	AREA GAMMA %	MAXIMUM GAMMA (mm)	AVERAGE GAMMA (mm)
1	0	1	100	1,07	0,29
2	0	2	100	0,8	0,27
3	0	1	100	1,09	0,27
4	0	2	100	1,1	0,27
5	0	1	100	0,81	0,27
6	0	2	100	0,8	0,26
7	0	1	100	0,79	0,25
8	0	2	100	0,78	0,26
9	0,5	1	100	1,11	0,28
10	0,5	2	100	1,12	0,27
11	0,5	1	100	1,11	0,27
12	0,5	2	100	1,11	0,27
13	0,5	1	100	0,9	0,26
14	0,5	2	100	0,88	0,25
15	0,5	1	100	0,86	0,25
16	0,5	2	100	0,86	0,25
17	1	1	100	1,02	0,29
18	1	2	100	1,04	0,27
19	1	1	100	1,04	0,27
20	1	2	100	1,04	0,27
21	1	1	100	0,8	0,26
22	1	2	100	0,8	0,25
23	1	1	100	0,8	0,25
24	1	2	100	0,79	0,25
25	2	1	100	0,8	0,28
26	2	2	100	0,81	0,27
27	2	1	100	0,81	0,28
28	2	2	100	0,79	0,27
29	2	1	100	0,83	0,26
30	2	2	100	0,84	0,25
31	2	1	100	0,85	0,25
32	2	2	100	0,82	0,25
33	3	1	99,9	1,32	0,29
34	3	2	99,9	1,31	0,28
35	3	1	99,9	1,31	0,28
36	3	2	99,9	1,3	0,28

37	3	1	100	0,85	0,26
38	3	2	100	0,84	0,25
39	3	1	100	0,83	0,25
40	3	2	100	0,83	0,26
41	4	1	99,9	1,52	0,29
42	4	2	99,9	1,53	0,28
43	4	1	99,9	1,53	0,28
44	4	2	99,9	1,53	0,29
45	4	1	100	0,83	0,25
46	4	2	100	0,82	0,25
47	4	1	100	0,82	0,25
48	4	2	100	0,82	0,25
49	5	1	99,9	1,41	0,3
50	5	2	99,9	1,39	0,29
51	5	1	99,9	1,41	0,29
52	5	2	99,9	1,4	0,29
53	5	1	100	0,83	0,26
54	5	2	100	0,8	0,25
55	5	1	100	0,8	0,25
56	5	2	100	0,8	0,25
57	10	1	100	1,06	0,3
58	10	2	100	1,06	0,29
59	10	1	100	1,06	0,29
60	10	2	100	1,06	0,29
61	10	1	100	1,01	0,25
62	10	2	100	1	0,25
63	10	1	100	0,98	0,25
64	10	2	100	0,99	0,25

Tabla 3. Respuestas de encuesta.

NUMERO DE PREGUNTA	SI	NO
1	14	1
2	13	2
3	0	15
4	1	14
5	15	0
6	15	0
7	15	0
8	15	0
9	2	13
10	15	0

MANUAL

INTRODUCCION

Este manual tiene como fin aportar en el proceso de capacitación de los tecnólogos en radioterapia, con la temática de control de calidad en tratamientos con radioterapia de intensidad modulada IMRT, proceso en el cual el tecnólogo es parte fundamental. Con el material proporcionado se establecen pautas básicas para la realización de adquisición de datos de QA, la verificación de valores previos a la irradiación del EPID, los posibles errores de adquisición de datos y la forma en la cual estos deben ser analizados para determinar si un plan de tratamiento cumple o no con los estándares de la institución.

1. Índice De Evaluación Gamma

Este parámetro es utilizado en el análisis de los datos obtenidos mediante dosimetría portal, permite comparar los datos obtenidos en la maquina, con los datos planeados en el software, este método es el predilecto para detectar errores de dosificación en tratamientos y verificar parámetros de calidad de distribución de dosis dentro de un volumen irradiado.

Este método de evaluación permite obtener de forma cuantitativa los valores de irregularidad entre un plan de tratamiento y el control de calidad, lo cual es fundamental para comparar la distribución de dosis.

La evaluación gamma o índice de evaluación gamma tiene en cuenta dos criterios para poder llevarse a cabo, el primero de ellos es la diferencia de dosis entre dos puntos de distribución ΔD ¹⁷, la cual es aceptable cuando se mantiene debajo de los valores límite establecidos, esta medición es útil en regiones de bajo gradiente, pero en zonas de alto gradiente pueden apreciarse muchas diferencias dependiendo de la calibración del instrumento de medida. El segundo criterio que tiene en cuenta el índice gamma es el DTA¹⁸ (distance to agreement) en español, distancia de aceptación, esta consiste en la distancia entre dos puntos con la misma distribución de dosis enmarcadas dentro de un área definida, es decir tomamos como referencia la imagen de planeación y comparamos el punto más cercano en los pixeles de la misma localización en la imagen obtenida en el control de calidad. En este criterio se considera un punto como aceptable cuando cumple con un valor inferior al establecido $DTA \geq \Delta d$.

El índice gamma permite utilizar estos dos criterios de forma combinada para poder saber si los puntos analizados son aceptados o no. Este índice lo podemos graficar mediante una función de elipse la cual se va a transponer en un punto de la curva de dosis planeada, de esta forma vamos a poder evaluar si se cumplen los parámetros mínimos en cualquier punto al trazar la curva de dosis de datos obtenidos y compararla con la elipse que genera el índice gamma.

$$\text{Ecuación de índice gamma: } \Gamma(\gamma_y, \gamma_e) = \sqrt{\left(\frac{\gamma}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{\delta}{\Delta D}\right)^2}$$

Donde $\gamma|\gamma_y - \gamma_e|$ es la distancia entre el punto de partida y el punto con el que hacemos la comparación.

Y $\delta = D_e(\gamma_e) - D_y(\gamma_y)$ es la diferencia de dosis entre los puntos comparados.

¹⁷ ΔD : diferencia de dosis. Diferencia entre dos puntos analizados.

¹⁸ DTA: distance to agreement, distancia de aceptación, es la distancia mínima entre el análisis de dos puntos para que sean considerados como aceptados en el control de calidad.

Después de definir el punto de partida, con el cual el software va a realizar el análisis, es decir las reglas matemáticas que nos van a permitir comparar la distribución de dosis en las dos curvas de dosis

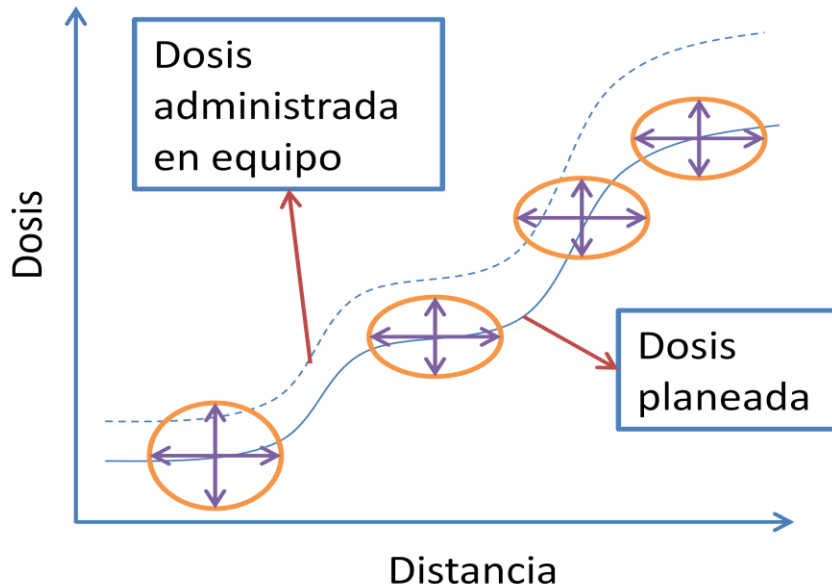



Imagen 1. Curva de distribución de dosis.

El índice gamma nos permite comparar en cualquier punto de la curva si la distribución de dosis medida es acorde con la planeada, lo evidenciamos en la anterior grafica donde cada una de las elipses ubicadas sobre la curva de dosis planeada es un punto de aceptación, en estas elipses el eje vertical corresponde al criterio de dosis, mientras que el horizontal al DTA. En el primer punto de izquierda a derecha, que esta ubicando en una zona de bajo gradiente, la aceptación se cumple por el criterio de dosis, en el segundo punto ninguno de los dos criterios cumple los parámetros de aceptación, en el tercer punto, que es un punto de alto gradiente, la dosis medida es aceptada por el DTA y por ultimo en el cuarto punto, la curva de dosis medida está bastante alejada de la elipse de aceptación, con esto se concluye que es rechazada la medición para esta parte de la gráfica. Para que los puntos sean aceptados, su resultado debe ser $\Gamma(\gamma) \leq 1$ si un punto tiene valor > 1

Cuando el software termina de hacer el análisis para cada uno de los puntos de distribución de dosis, proyecta un porcentaje general del análisis con respecto al 100% de la dosis planeada inicialmente, la aprobación total del plan de tratamiento se determina si este porcentaje sobrepasa el valor establecido por el departamento de física médica. Este valor debe estar por encima del 95% generalmente, es decir el valor γ total es ≤ 1 .

Gamma (3.0 %, 3.0 mm)	Value	Tol.	Abs. Dose Difference	Value	Tol.
Area Gamma < 1.0	99.8 %	97.0 %	Max. Dose Difference	0.06 CU	1.00 CU
Maximum Gamma	1.37	5.00	Avg. Dose Difference	0.01 CU	0.20 CU
Average Gamma	0.24	0.50	Area Dose Diff > 0.50 CU	0.0 %	
Area Gamma > 0.8	0.9 %		Area Dose Diff > 0.80 CU	0.0 %	
Area Gamma > 1.2	0.0 %				

Passed 

Evaluation Alignment Normalization

Imagen 2. Ventana de análisis.

Los valores a tener en cuenta en el momento de evaluación están localizados en columnas en la parte inferior del software, la evaluación se lleva a cabo sacando el promedio de la cuantificación de valores de "área gamma", "máximo gamma" y "average gamma". Estos tres parámetros son los que van a indicar si el plan de QA cumple con los requerimientos de planeación, si al momento de obtener resultados, alguno de estos valores esta en blanco, significa que se excluyó del análisis, por lo tanto los datos no se introdujeron de forma correcta. Los análisis se realizan con las "plantillas" o modelos de análisis creados por el departamento de física medica al momento de la calibración del equipo.

Para el análisis previamente mencionado, definimos el área gamma como el porcentaje de puntos dentro del área seleccionada o ROI ¹⁹, que cumplen con el valor establecido como límite, el "maximum gamma" es la lectura del pixel mas con valor más alto dentro de la zona a evaluar, también está regido por un límite máximo, y finalmente el "average gamma" el cual es un promedio del valor de gamma γ que se obtiene del análisis de todos los puntos en nuestra curva de distribución de dosis, asociada a la regio de análisis.

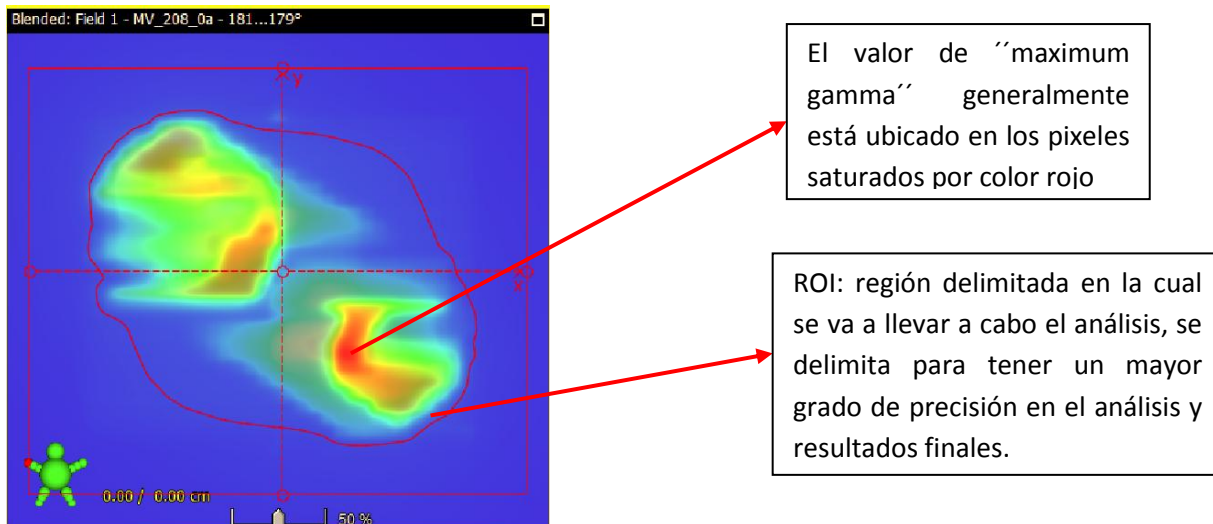


Imagen 3 . Área de análisis para índice de evaluación gamma.

¹⁹ ROI: region of interest. Región de interés en español.

2. CONTROL DE CALIDAD EN TRATAMIENTOS DE IMRT CON VMAT²⁰

2.1 Interfaz De Usuario:

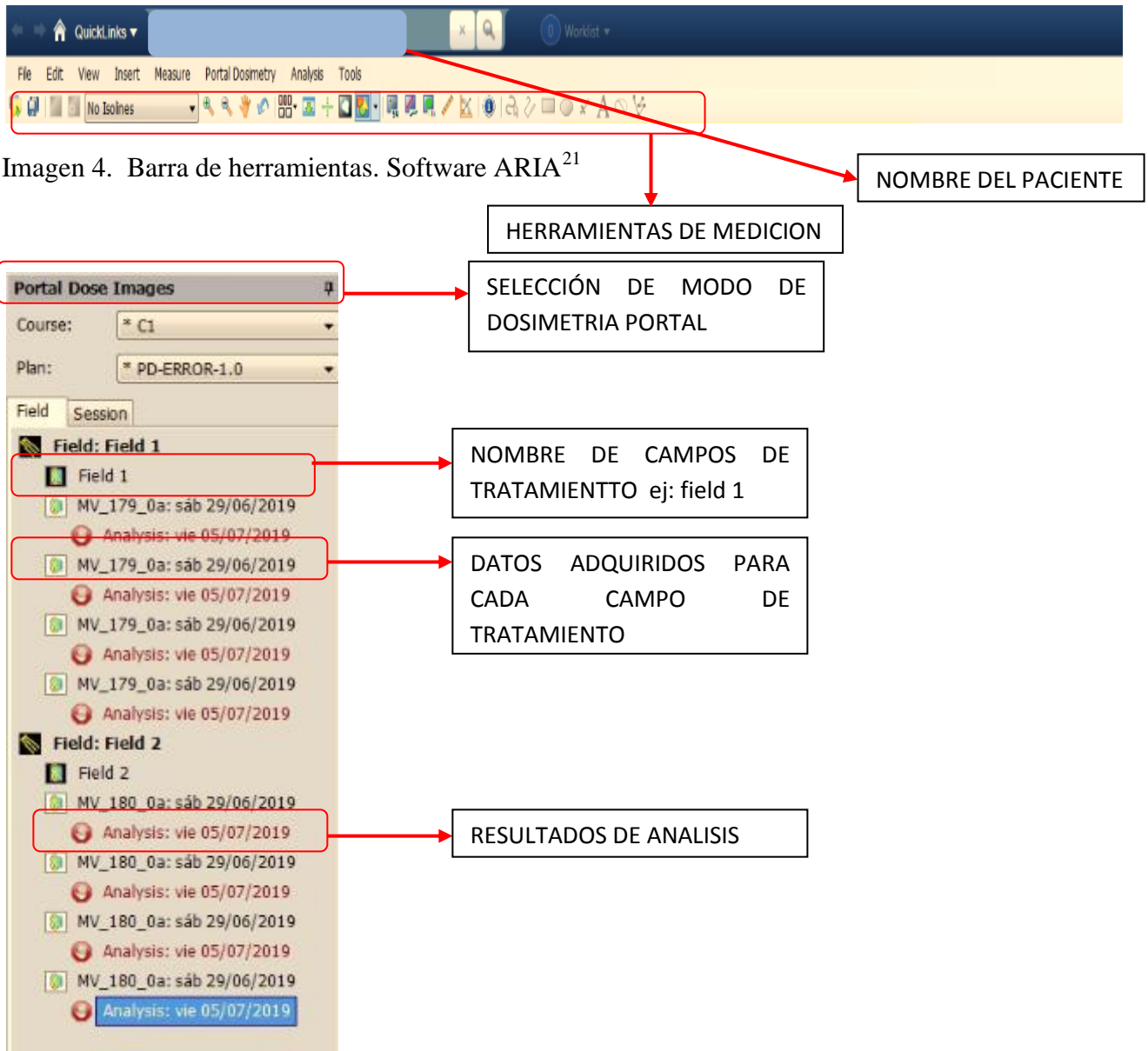



Imagen 5. Barra lateral, campos de tratamiento. Software ARIA

²⁰ VMAT: volumetric arc radiotherapy. Terapia volumétrica con arcos.

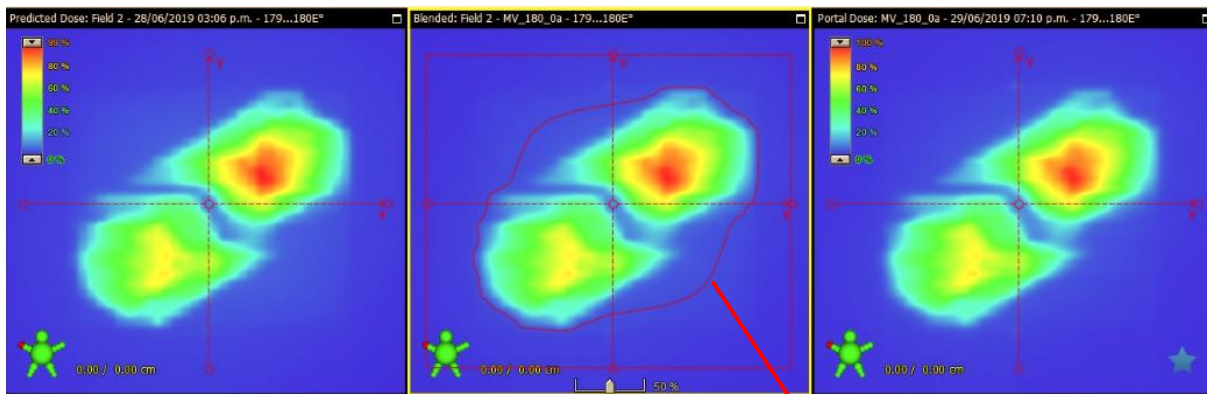
²¹ ARIA: software de análisis de datos utilizado para evaluar la distribución de dosis de radiación

Gamma (3.0 %, 2.0 mm)	Value	Tol.	Abs. Dose Difference	Value	Tol.
Area Gamma < 1.0	100.0 %	95.0 %	Max. Dose Difference	7.4 %	2.0 %
Maximum Gamma	0.75	3.00	Avg. Dose Difference	0.9 %	0.5 %
Average Gamma	0.16	0.50	Area Dose Diff > 1.0 %	39.6 %	
Area Gamma > 0.8	0.0 %		Area Dose Diff > 1.5 %	17.5 %	
Area Gamma > 1.2	0.0 %				

Failed 

RESULTADOS DE ANALISIS DE DOSIS

Imagen 6. Ventana de resultados de análisis. Software ARIA



REPRESENTACION DE DOSIS PLANEADA

RESULTADOS DE FUSION DE IMÁGENES

DOSIS PORTAL (dosis recibida por el detector)

PUNTO DELIMITADO PARA REALIZAR EL ANALISIS

Imagen 7. Distribución de dosis en modo RGB²². Software ARIA

²² RGB: reed, green, blue. Formato de representación grafica de superposición rojo-verde-azul

2.2 Pasos Para La Realización Del Análisis De Datos:

El análisis de datos depende en primera medida de una adquisición correcta de los mismos, es decir que se cumplan los parámetros iniciales para poder realizar el control de calidad mediante el software, entre estos parámetros iniciales resaltamos:

- Administración completa del campo de tratamiento²³ planeado.
- Administración del campo de tratamiento sin interrupción del haz de radiación. Estas interrupciones hacen referencia a factores externos como por ejemplo fallas eléctricas en las instalaciones, fallas en temperatura del equipo o el sistema de refrigeración interno que generen interlock²⁴ a la maquina y hagan que la irradiación se detenga. Para este caso se debe proceder a irradiar nuevamente todo el campo de tratamiento, si se reanuda la irradiación desde el punto de pausa los datos se verán afectados considerablemente y su análisis no va a ser correcto.
- Que la distancia de la pantalla detectora al momento de la irradiación sea la misma que la planeada para el control de calidad. Ej.: 140 cm del punto de salida del haz de radiación.
- Como en el modo de control de calidad o QA²⁵ el equipo va a ir a las posiciones en las que se va a realizar el campo de tratamiento, se debe verificar que su trayecto este libre, dicho de otra forma, que durante los movimientos de ala maquina no halla obstáculos como sillas o que la camilla no quede atravesada en la posición que va a recorrer el cabezal o gantry²⁶ del acelerador lineal.
- Que el paciente en cuestión, tenga hecho un plan de tratamiento de control de calidad, ya que el plan para QA difiere en su programación del plan de tratamiento.
- Al momento de realizar el análisis de datos, se deben corregir mediante software los posibles problemas de alineación de la pantalla detectora, ya que pueden llevar a lecturas erróneas de la dosis distribuida.

²³ Campo de tratamiento: field. Nombre que recibe cada uno de los haces planeados para un tratamiento de radioterapia, un plan puede contener múltiples campos de tratamiento, en radioterapia con VMAT estos campos son haces dinámicos, es decir se realiza la irradiación mientras el cabezal del equipo se esta moviendo.

²⁴ Interlock: bloqueo que aparece en la pantalla de la maquina, estos bloqueos siempre van acompañados de un código de error que indica la razón por la cual se están produciendo.

²⁵ QA: control de calidad en ingles, quallity assurance.

²⁶ Gantry: contiene los mecanismos para producir el haz de radiación, y los aditamentos para modificar su forma o 2energía.

2.3 Pasos Para La Adquisición De Datos en el equipo:

Paso 1:



Imagen 8. Posicionamiento previo de equipo

En primera instancia se debe colocar el equipo en posición inicial, verificar que pueda realizar los movimientos con libertad y colocar la pantalla detectora en la posición definida (distancia) para hacer la adquisición de datos.

Paso 2:

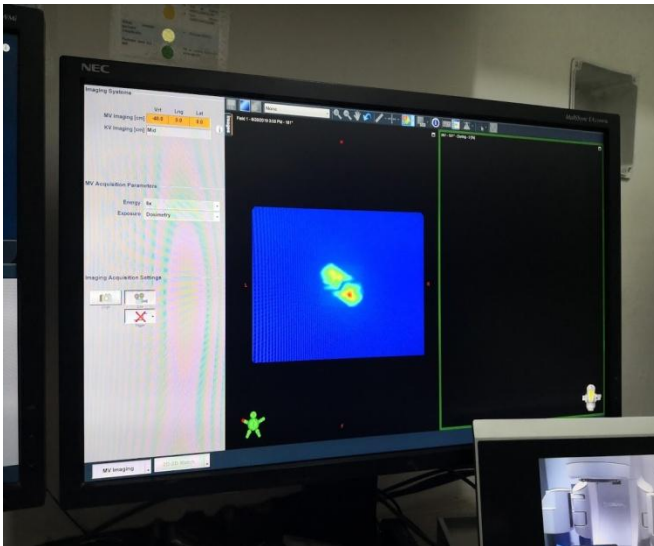
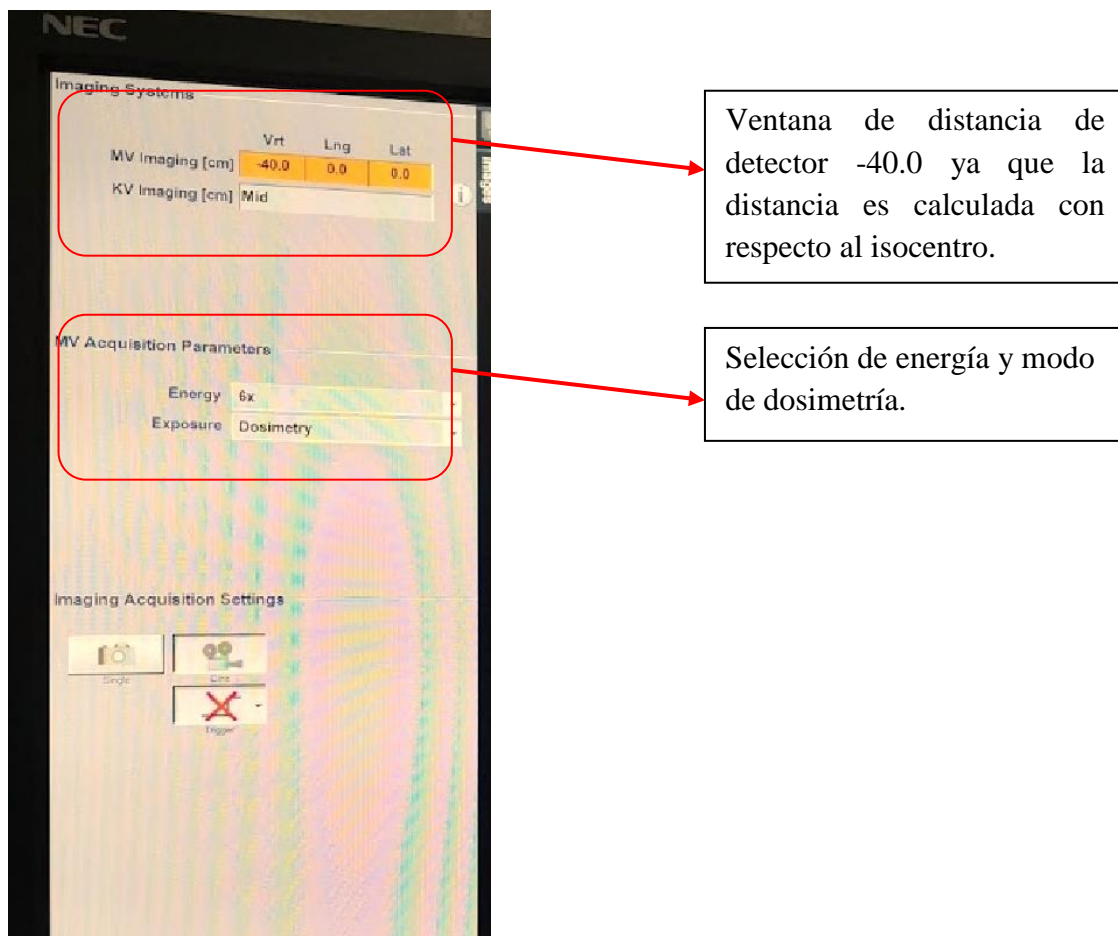


Imagen 9. Verificación de distancia de detector. (EPID²⁷)

²⁷ EPID: Electronic portal imaging device. Dispositivo electrónico de imágenes portales.



Ventana de distancia de detector -40.0 ya que la distancia es calculada con respecto al isocentro.

Selección de energía y modo de dosimetría.

Imagen 10. Zoom de imagen 6, distancia del detector – 40.0 cm, con respecto al isocentro²⁸.

Ventana se selección de distancia a la cual va a estar ubicado el detector con respecto al isocentro del equipo, se modifica generalmente solo el parámetro vertical, el cual es visualizado en la pantalla como -40.0 el software funciona con sistema métrico internacional, es decir en este caso la pantalla esta a 40 cm de distancia del isocentro, se debe verificar que el numero este en valor negativo, ya que esto significa que la pantalla detectora se aleja del isocentro 40 cm, los valores positivos acercan la pantalla al cabezal del equipo. Esta distancia está establecida en el plan de verificación de calidad o QA programado previamente, es decir que si la distancia de la pantalla detectora no coincide con planeada, también obtendremos una lectura errónea de datos.

²⁸ Isocentro: punto en torno al cual gira el equipo y es el punto de referencia de inicio de irradiación, en aceleradores lineales es de 100 cm.

Paso 3:

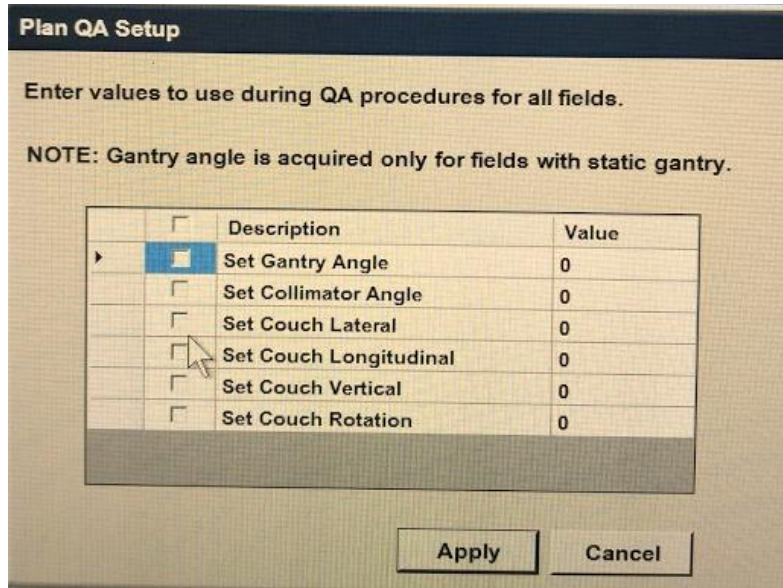


Imagen 11. Aprobación de posición de camilla.

Aprobación de la posición actual de la camilla para poder proceder a realizar la irradiación de la pantalla detectora EPID, se autoriza al equipo para empezar el proceso con la posición actual de la camilla, ya que no va a ser la misma posición que en el momento de tratar al paciente. Una vez realizada esta autorización, el equipo va a proceder a cargar el plan de tratamiento y a permitir irradiar el EPID con los campos de irradiación programados.

Paso 4:

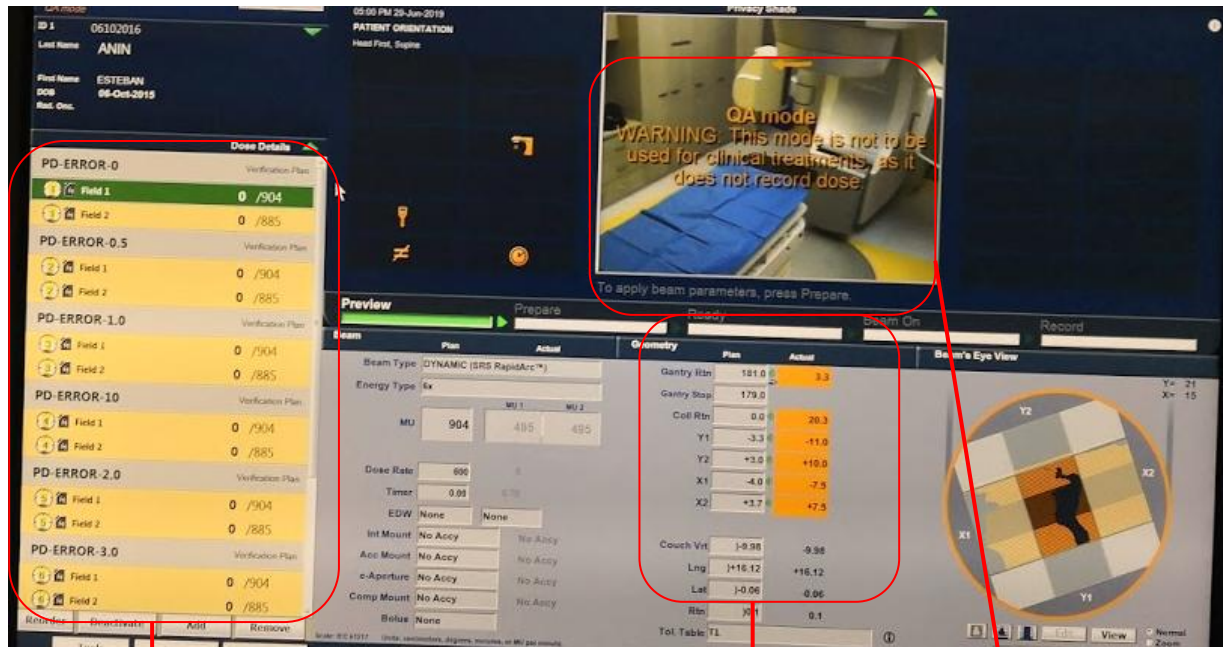


Imagen 12. Revisión de parámetros de equipo.

Ventana de selección de campos de tratamiento.

Coordenadas de equipo y camilla.

Advertencia que indica que el equipo está en modo QA y por ende no debe usarse para realizar tratamientos.

Desde esta ventana el operador, inicia y culmina la irradiación de cada campo de tratamiento, verificando que no haya interrupciones en la irradiación, que el proceso se desarrolle completamente y que los datos de posición del EPID coincidan con los planeados. Al garantizar que esto se cumplió a cabalidad, se puede proceder a hacer el análisis de los datos obtenidos.

2.4 Creación de plan de QA

El plan de tratamiento o la secuencia de control de calidad, debe tener creado un plan con el mismo fin, es decir un plan de QA, en este plan el físico medico establece los valores de distribución de dosis a valuar y determinar la distancia a la cual se debe colocar el EPID para realizar la correcta medición de dosis.

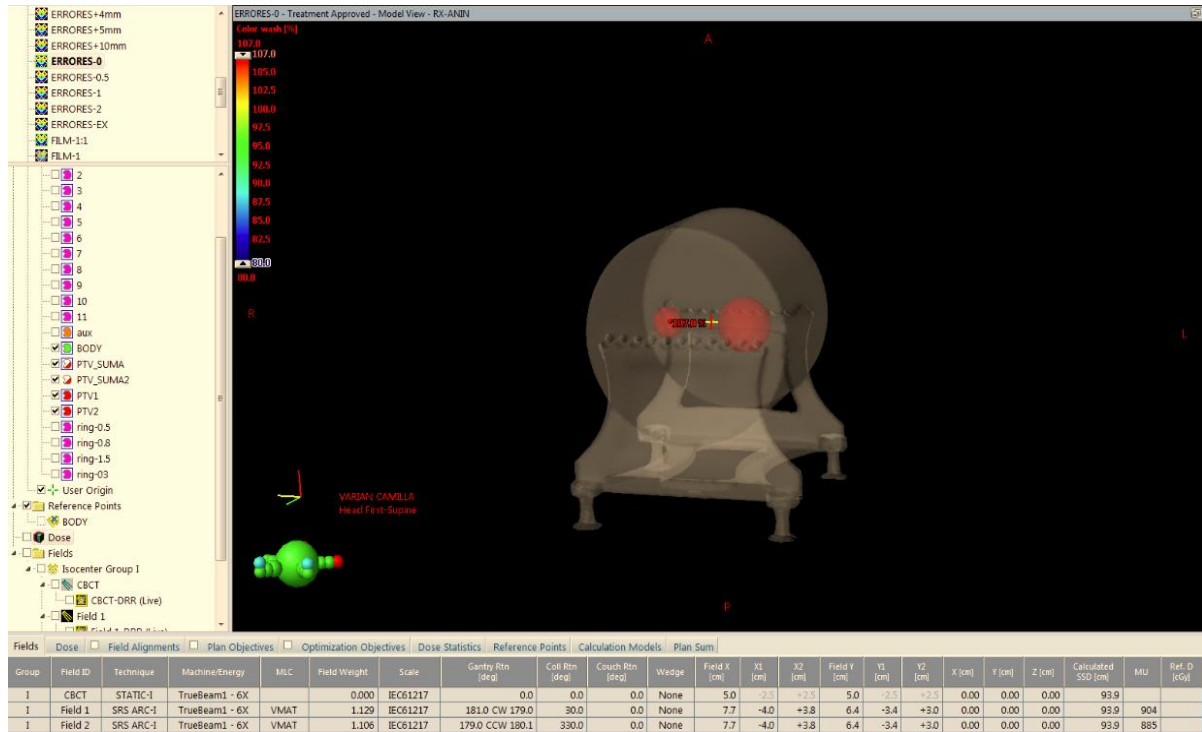


Imagen 13. Creación de plan de tratamiento de control de calidad.

El plan de tratamiento de QA es responsabilidad del físico medico y es diferente al de tratamiento diario, ya que aunque tiene la misma dosis prescrita, los parámetros para dosimetría son diferentes y las coordenadas de camilla también.

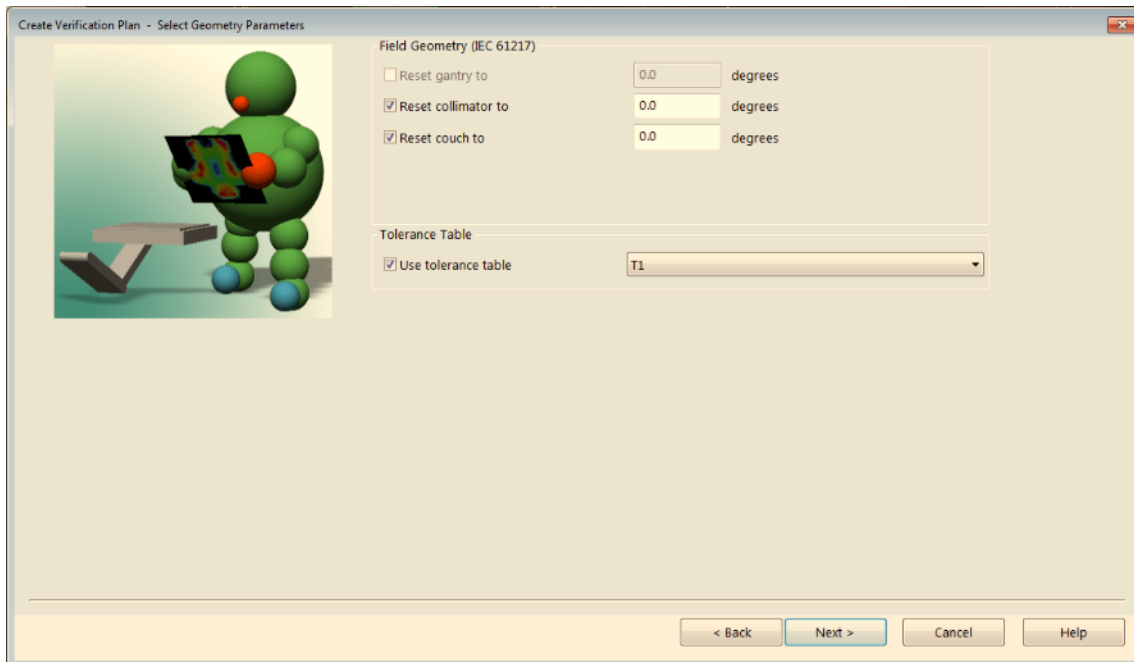


Imagen 14. Definición de parámetros de plan de control de calidad.

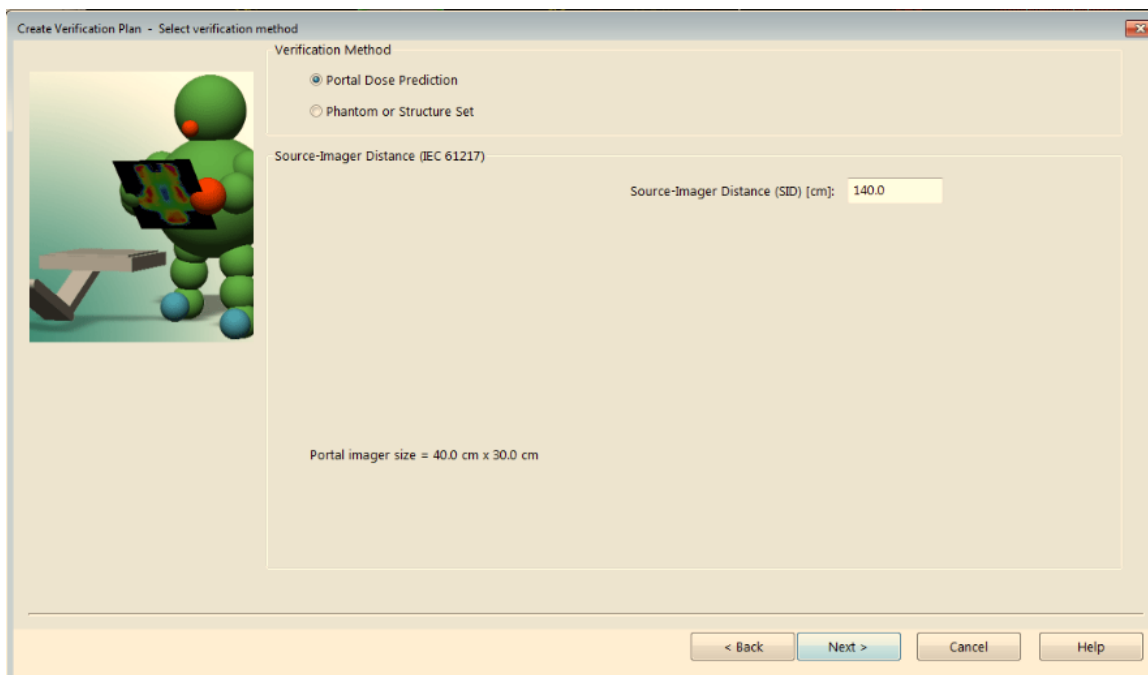


Imagen 15. Definición de parámetros de plan de control de calidad.

Definición de distancia del EPID, para el plan en cuestión es de 140 cm, debido a esto se debe tener en cuenta en este plan específico, que para hacer la medición de distribución de dosis en el EPID, esta corresponda con la de posición de la pantalla detectora del equipo.

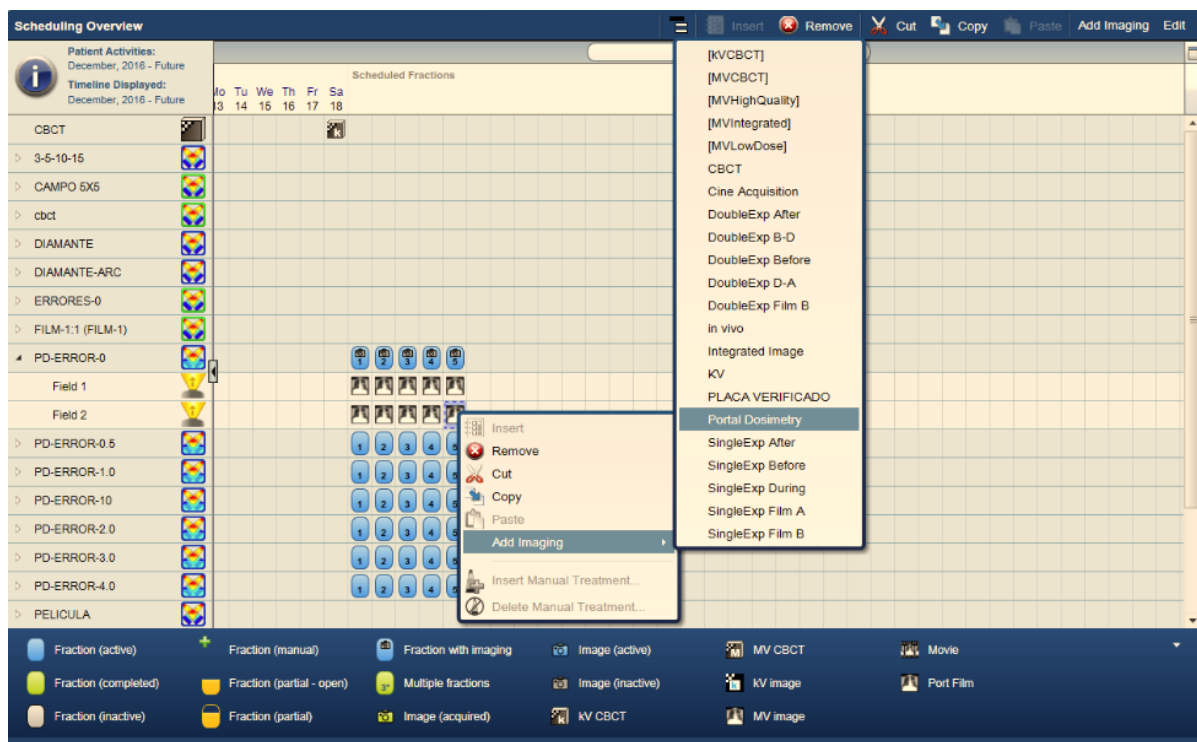


Imagen 16. Adición de placas de dosimetría con EPID para la sesión de QA.

Previo a la irradiación del plan de QA en la interfaz de programación, se debe verificar que la sesión del día tenga agendada la respectiva dosimetría con EPID, llamada portal dosimetry en sistemas VARIAN.

Con el plan de QA creado y aprobado para su realización se puede empezar a hacer la adquisición de datos. En primera instancia se definen los parámetros de análisis en el software ARIA²⁹

²⁹ ARIA: software de planeación y control de calidad de VARIAN MEDICAL SYSTEMS.

2.5 Análisis de datos:

Paso 1:

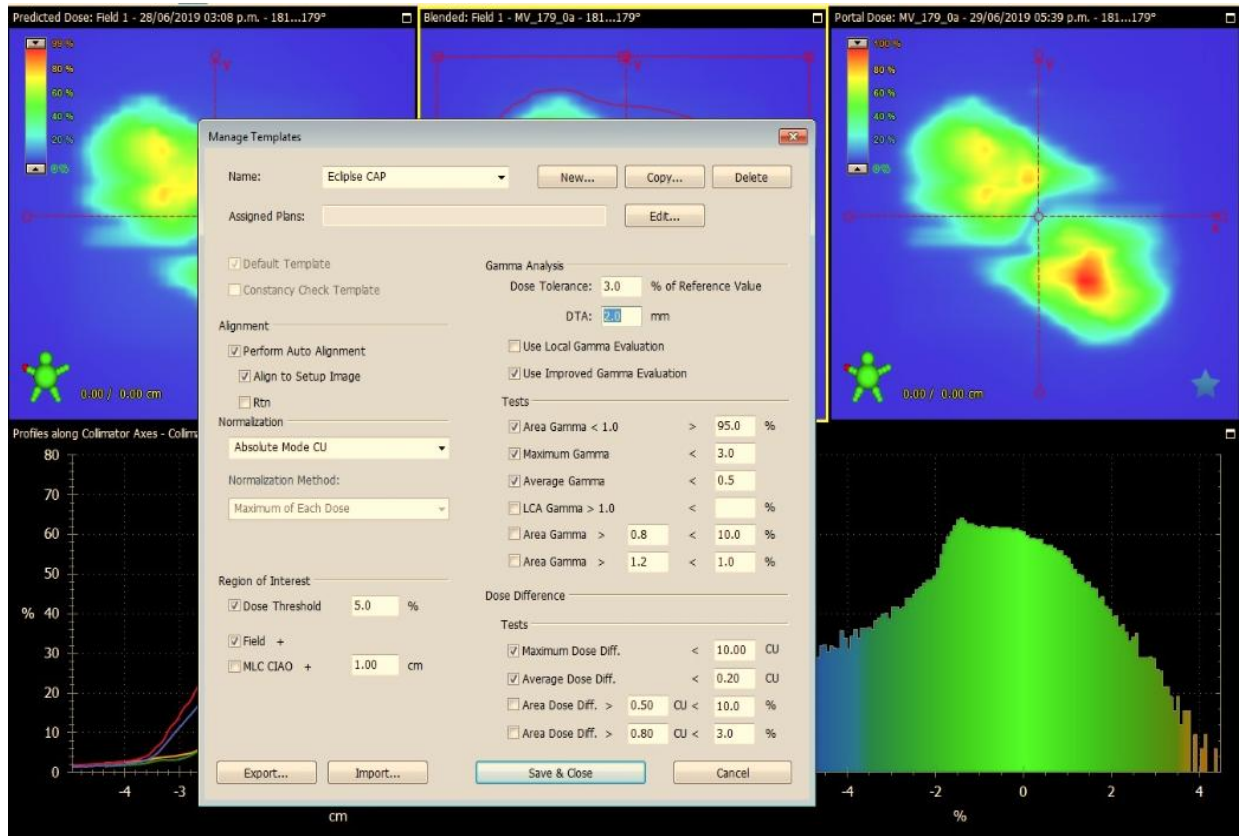


Imagen 17. Punto de partida control de calidad. Software ARIA

En esta ventana se escogen los valores de partida para el análisis de calidad, en donde definimos el DTA³⁰ inferior al 2 mm con tolerancia de diferencia de dosis del 3%. Estos valores pueden ser definidos como estándar para todos los procesos de control de calidad, generalmente estos son definidos por el grupo de física médica. Definir los parámetros iniciales es prioridad, ya que el cálculo del software depende de estos valores.

³⁰ DTA: distancia para aceptación. Distance to agreement

Paso 2:

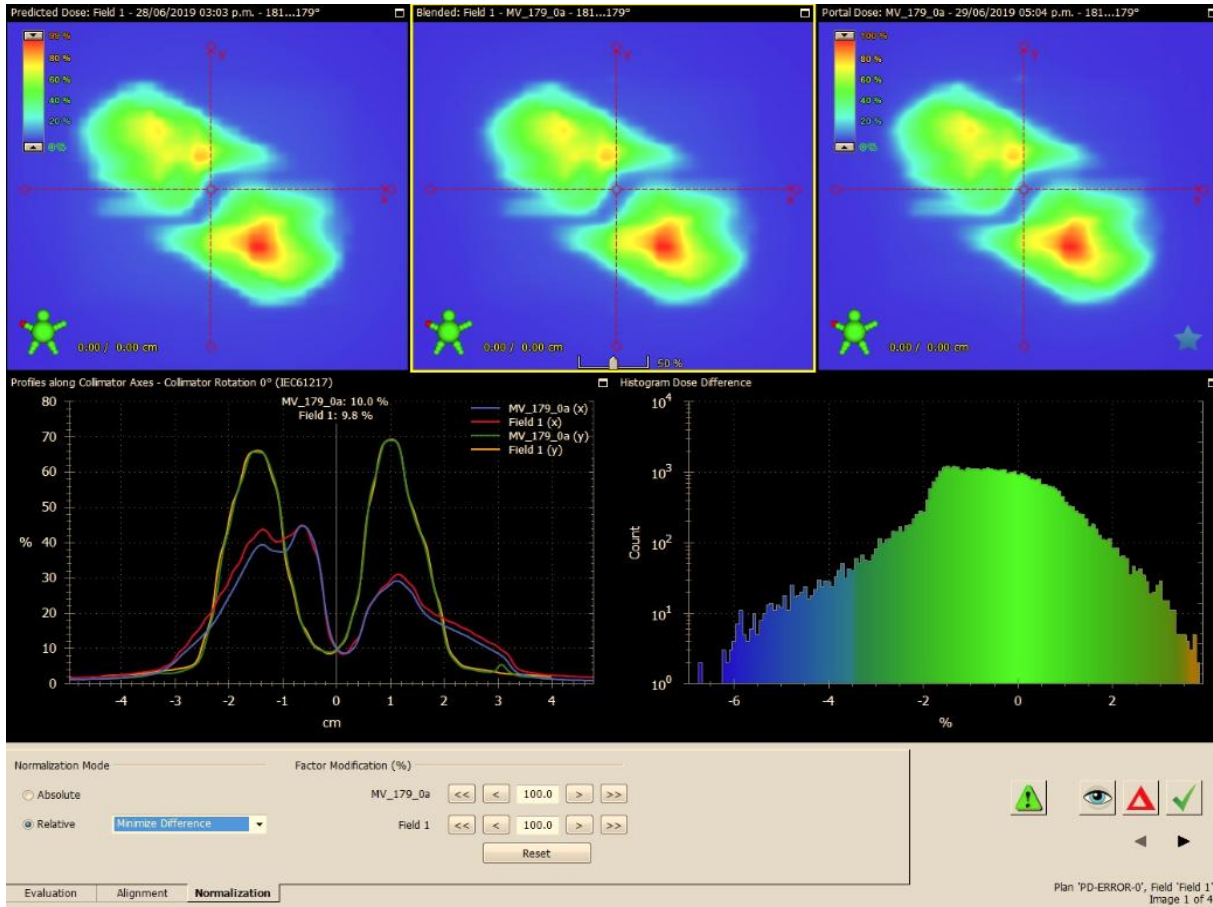


Imagen 18. Modo de normalización. Software ARIA

En esta ventana seleccionamos el modo en el cual queremos que el software realice la normalización de datos, es decir establecemos las reglas con respecto a las cuales se va a establecer la relación para el análisis de datos. Se escoge un modo de normalización relativa ajustada para la mínima diferencia. Escogemos esta opción, porque es la que presenta una mejor relación éntrelos datos obtenidos y los planeados.

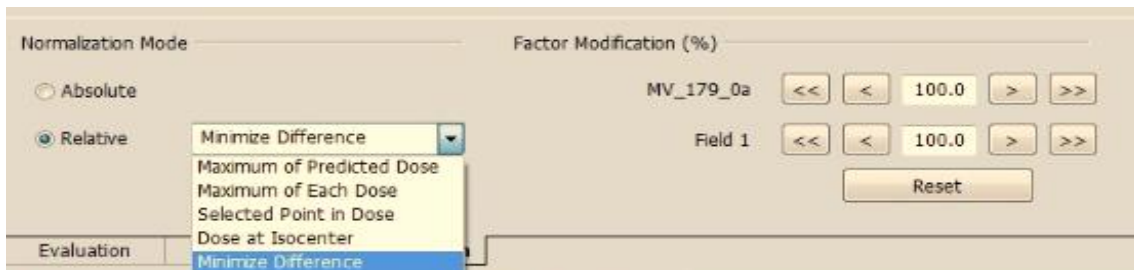


Imagen 19. Selección de modo de normalización. Software ARIA

Paso 3:

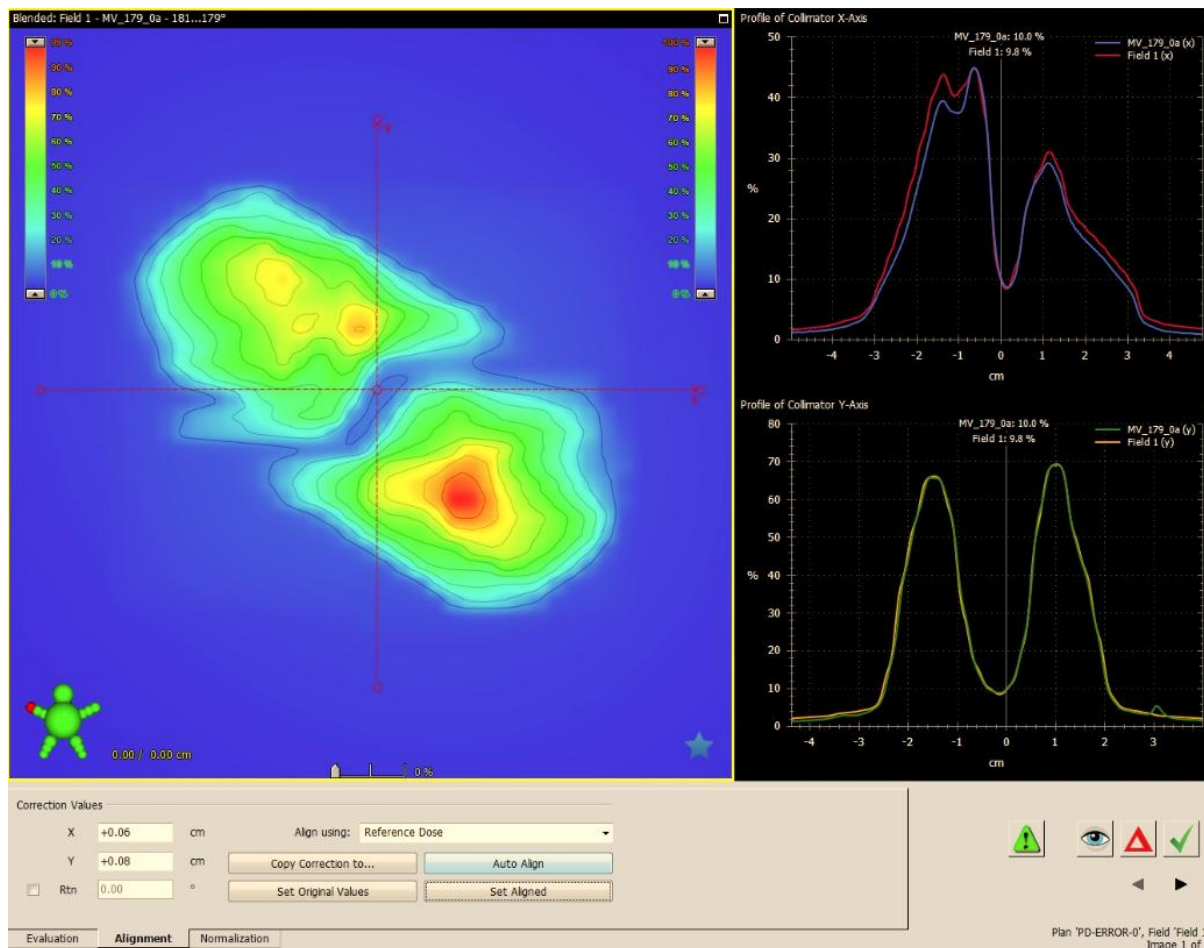


Imagen 20. Alineación de pantalla detectora. Software ARIA

En esta opción el software permite detectar la desviación en la pantalla detectora, por desplazamientos no programados del brazo robótico del EPID, generalmente son movimientos mínimos, pero deben ser tenidos en cuenta para el análisis de datos, ya que pueden influir en desviaciones de lectura de dosis. Cuando se realiza el proceso de alineación automática, el software proporciona la desviación en el eje x y en el eje y de la pantalla detectora.

Paso 4:

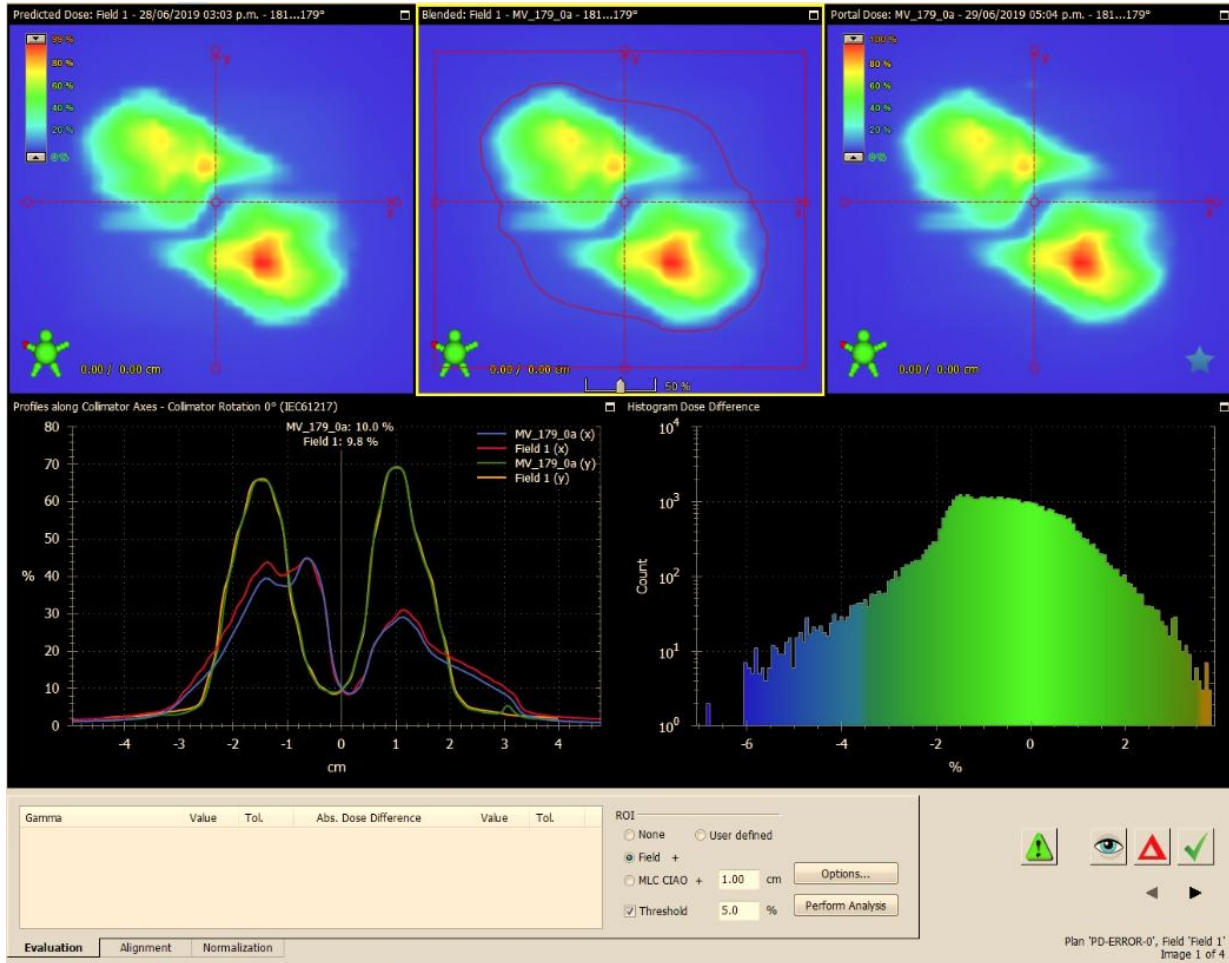


Imagen 21. Evaluación de datos. Software ARIA

Dentro de esta ventana seleccionamos la opción de realizar análisis, después de haber establecido los factores previamente nombrados. Con ayuda del software vamos a obtener los datos de área gamma, máximo valor gamma y valor gamma promedio, los cuales son los que indican si la sección del plan de tratamiento que estamos analizando es correcta o no.

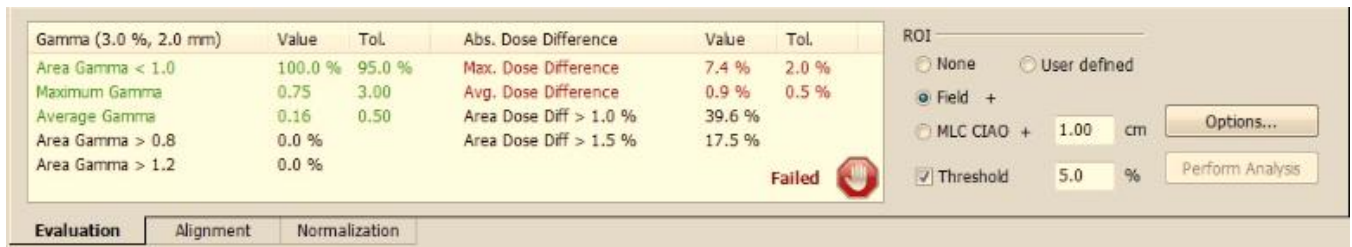


Imagen 22. Evaluación de datos (valores obtenidos). Software ARIA

2.6 Posibles Errores De Adquisición De Datos:

2.6.1 Irradiación Incompleta De Campo De Tratamiento

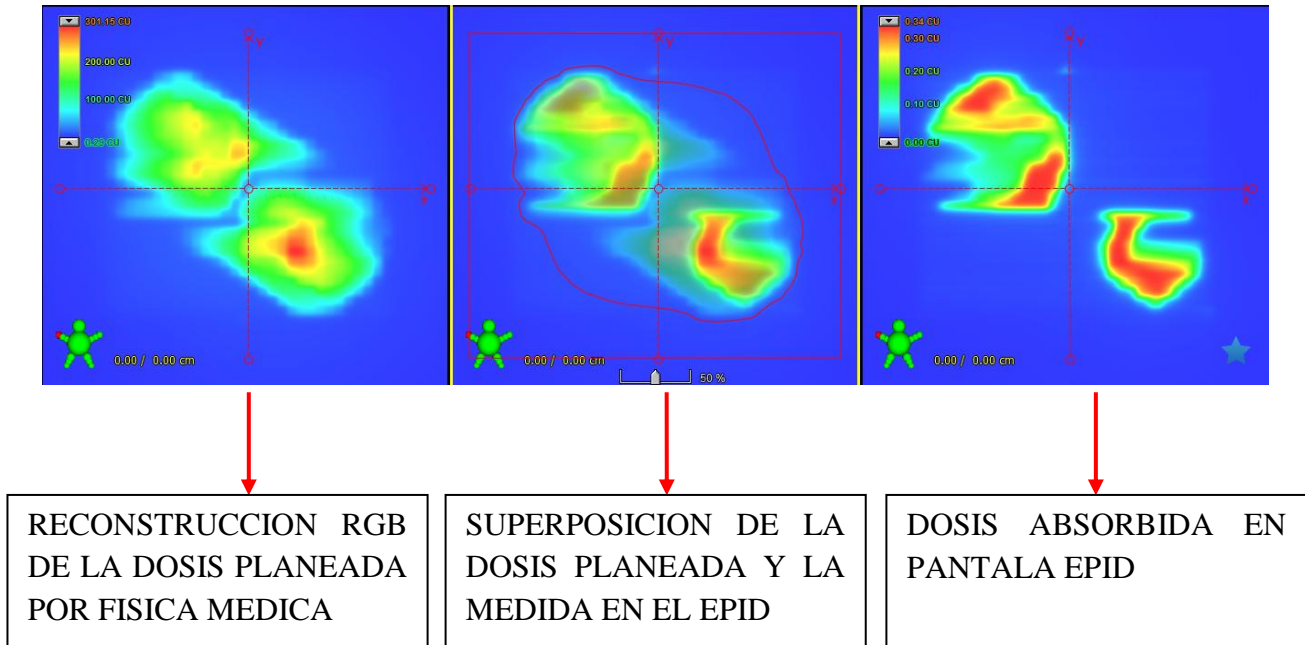
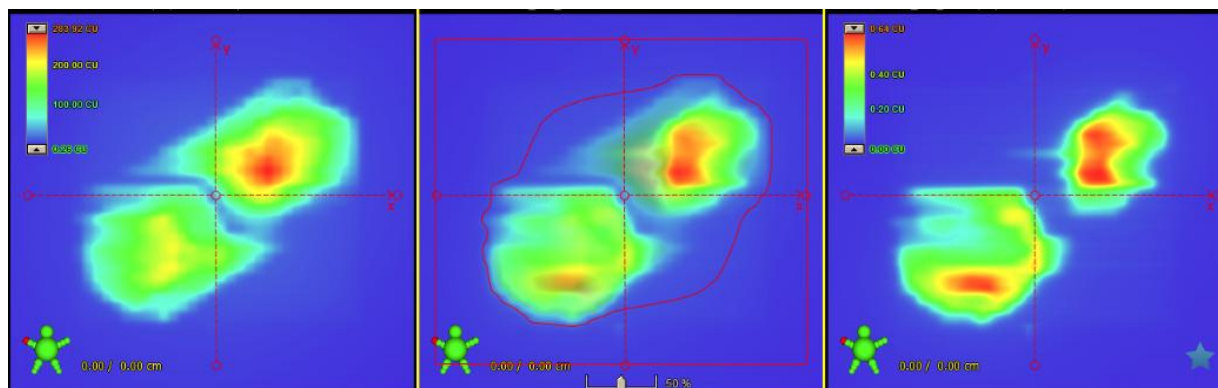


Imagen 23. Irradiación parcial o incompleta de un campo de tratamiento. Tomado de

En la anterior imagen, se puede visualizar el error de adquisición de datos cuando la irradiación se hace de forma parcial o incompleta, ya que en la pantalla de adquisición la imagen RGB se ve saturada (tiende a rojo) en algunos puntos y no se parece en nada a la reconstrucción RGB de la dosis planeada, por ende al realizar la superposición de las dos distribuciones de dosis, es evidente que no coinciden en nada y esto va a llevar a un análisis erróneo de información, en el cual el plan de tratamiento planeado va a ser descartado por no cumplir el índice gamma, pero esto no va a ser por el plan planeado en sí, si no por la adquisición incorrecta de la distribución de dosis. El error en esta imagen, fue una interrupción rápida del campo de tratamiento, es decir no se administro más del 30% de la dosis planeada al EPID, por esta razón hay puntos tan saturados en la imagen de adquisición y otros aun sin dosis recibida.



RECONSTRUCCION RGB DE LA DOSIS PLANEADA POR FISICA MEDICA

SUPERPOSICION DE LA DOSIS PLANEADA Y LA MEDIDA EN EL EPID

DOSIS ABSORBIDA EN PANTALA EPID

Imagen 24. Irradiación parcial o incompleta de un campo de tratamiento. Tomado de

En esta imagen al igual que en ejemplo anterior, se interrumpió la irradiación del campo de tratamiento, debido a esto también hay discrepancias entre la dosis planeada y la administrada cuando se superponen las imágenes RGB, en este caso la administración del campo de tratamiento se interrumpió cuando ya se había entregado aproximadamente el 65% de la dosis planeada debido a esto, aunque la imagen no esta tan saturada como la anterior en los mismos puntos, se puede evidenciar que las dosis discrepan, por lo tanto su análisis también va a ser erróneo.

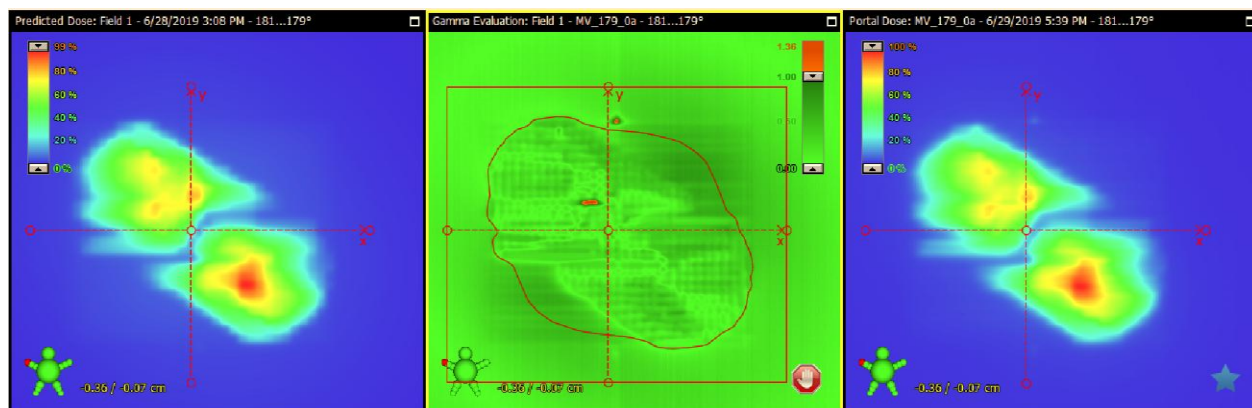


Imagen 25. Modo de evaluación gamma, punto máximo. Tomado de

La evaluación de índice gamma también permite establecer o representar gráficamente los puntos de distribución de dosis que sobrepasan el valor de límite gamma establecido, para la imagen anterior, aunque la grafica indica que hay algunos pixeles que sobrepasan el límite establecido para gamma, el tratamiento cumple con el valor porcentual establecido y por ende supera el control de calidad. Mientras que en la imagen , podemos apreciar la representación gráfica de un QA realizado sobre un campo de tratamiento irradiado parcialmente, en donde podemos visualizar que al aplicar el criterio de evaluación gamma y representar los puntos que exceden el máximo valor, en la imagen superpuesta de las dos distribuciones de dosis, un porcentaje mayor al establecido supera los límites, indicando que el QA fue rechazado.

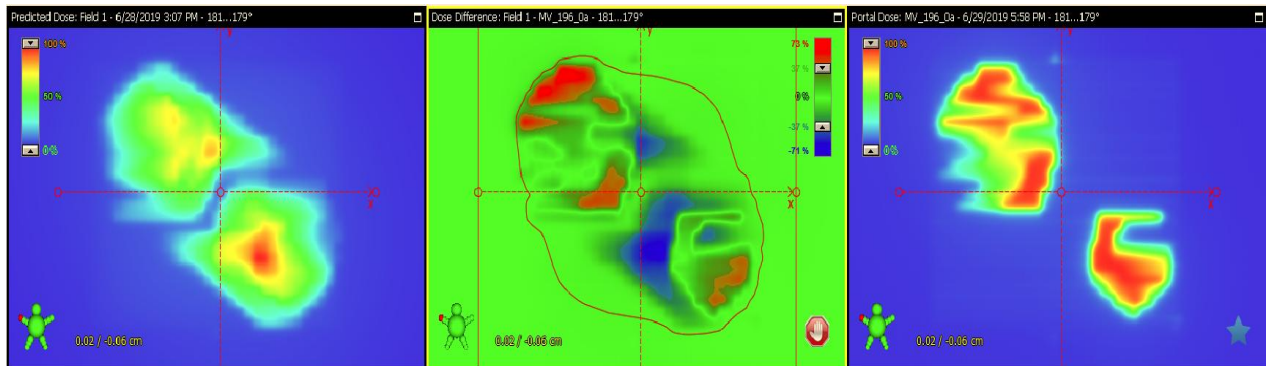


Imagen 26. Modo de evaluación gamma, campo parcialmente irradiado. Tomado de

Gamma (3.0 %, 2.0 mm)	Value	Tol.	Abs. Dose Difference	Value	Tol.
Area Gamma < 1.0	37.6 %	95.0 %	Max. Dose Difference	73.2 %	2.0 %
Maximum Gamma	10.00	3.00	Avg. Dose Difference	17.8 %	0.5 %
Average Gamma	2.25	0.50	Area Dose Diff > 1.0 %	95.1 %	
Area Gamma > 0.8	72.5 %		Area Dose Diff > 1.5 %	91.1 %	
Area Gamma > 1.2	57.7 %				

Failed

Imagen 27. Resultados de evaluación, campo parcialmente irradiado. Tomado de

Generalmente los límites de valor máximo gamma están limitados a 3 para un área no mayor al 5% estos valores son establecidos y recomendados por la ICRP³¹, aplicando estos criterios, es claro que un error de parte humana al no irradiar completamente el campo de tratamiento planeado, afecta directamente los resultados de la evaluación y puede influir negativamente en el proceso final. Se deben limitar al máximo las posibles causas de una irradiación parcial, teniendo en cuenta que siempre que se presente este problema, se debe volver a iniciar la medición del campo de tratamiento en cuestión irradiándolo en su totalidad.

³¹ ICRP: International Commission of Radiological Protection

2.6.2 No Alineación Del EPID Antes Del Análisis:

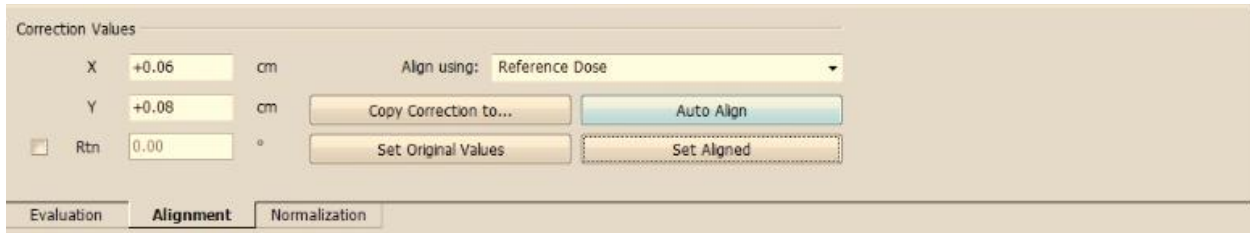


Imagen 28. Ventana de alineación de EPID.

En esta imagen podemos ver que el software permite mediante las opciones previas al análisis de índice de evaluación gamma, alinear virtualmente el EPID para corregir posibles discrepancias de la alineación entre este y el punto de salida del haz de radiación del acelerador lineal.

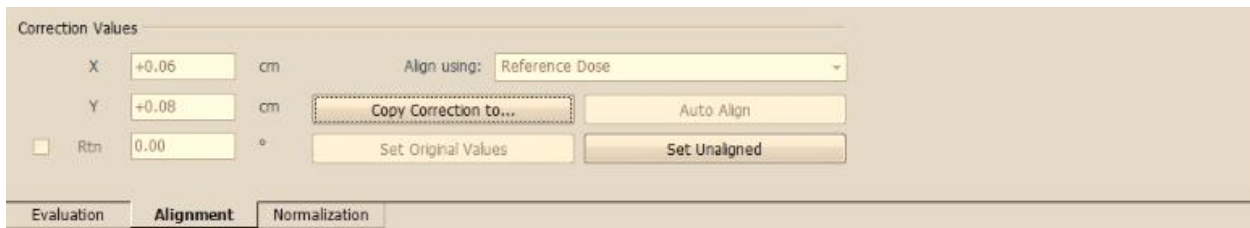


Imagen 29. Ventana de alineación de EPID, sin alineación.

Si en el momento de análisis se deja la opción de alineación desactivada o por error se selecciona la opción de colocar como in-alineado, los resultados del análisis van a ser afectados directamente, como se va a evidenciar en el capítulo de análisis de datos.

También se debe tener en cuenta que el software lleva un registro de los movimientos que puede tener el EPID. Es decir si siempre los movimientos son iguales tanto en el eje x como en y, el error puede ser mecánico del brazo robótico y se puede corregir con un proceso de calibración del mismo. Y aunque este proceso es parte del mantenimiento de la máquina, si no es tenido en cuenta va a modificar los resultados de nuestro análisis de índice de evaluación gamma final.

3. Recomendaciones finales:

Las siguientes sugerencias son planteadas para complementar los tópicos anteriores, respetando los protocolos establecidos en cada institución.

- Verificar la distancia a la cual fue planeada la dosimetría portal.
- No modificar los valores de alineación del EPID en los ejes x, y para la adquisición de la imagen.
- Verificar que la calibración del EPID coincida con el isocentro de tratamiento.
- Realizar siempre la corrección de alineación del EPID mediante software.
- Nunca utilizar para el análisis de índice de evaluación gamma los campos de tratamiento con irradiación parcial.
- Verificar previamente los protocolos de la institución para localización de EPID y adquisición de datos.