



UNIVERSIDAD  
NACIONAL  
AUTÓNOMA DE  
NICARAGUA,  
MANAGUA  
UNAN - MANAGUA

**Recinto Universitario Rubén Darío.**

**Facultad de Ciencias e Ingeniería.**

**Departamento de Física.**

**SEMINARIO DE GRADUACION PARA OPTAR AL TITULO DE LICENCIADO  
EN FISICA CON MENCIÓN EN FISICA MÉDICA**

**Tema: FISICA MÉDICA.**

**Subtema: PROTOCOLO DE PACIENTE ESPECÍFICO DE RADIOTERAPIA  
AVANZADA (IMRT-VMAT) EN EL CENTRO NACIONAL DE RADIOTERAPIA  
(CNR) “NORA ASTORGA” DURANTE EL PERIODO DE SEPTIEMBRE-  
NOVIEMBRE 2020.**

**Autores:**

- Br. Gutiérrez Sequeira Tatiana Guadalupe.
- Br. Mendoza Juray Ariel.
- Br. Sánchez Avilés Gerald Sebastián.

**Tutora:**

- MSc. Roas Zuniga Norma Alejandra.

**Asesor:**

- MSc. Hernández Flores Francisco Javier.

MANAGUA, NICARAGUA 2020.

## **DEDICATORIA**

A mis papás Álvaro Gutiérrez y Sugey Sequeira, por decirme siempre que la educación y los estudios son la herencia más valiosa que nos pueden dar y por su apoyo incondicional durante estos cinco años, y a mis hermanos Álvaro, Axel y Andrea por ser el motor de mi vida.

*Tatiana Gutiérrez S.*

A memoria de mi madre, la motivación más grande para seguir adelante en el camino de mi vida.

*Juray Mendoza.*

A Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi carrera, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias, y sobre todo felicidad. También a mi madre Silvia Avilés Cordero por apoyarme en todo momento, por los valores que me ha inculcado y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida.

*Gerald Sánchez Avilés.*

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios primeramente por siempre darme la luz y la fortaleza para seguir adelante, a mis padres y hermanos por ser el impulso que necesite para no rendirme y a todas las personas que contribuyeron para que pudiera llegar hasta aquí.

*Tatiana Gutiérrez S.*

Agradezco a DIOS por sus bendiciones y fortalezas que me brindó cada día. A mi familia, por su apoyo económico, para poder culminar mis estudios, en especial, a mi abuela Marina Mendoza, por el infinito amor que me brinda a diario. A mis amistades, factor importante en mi vida, por apoyarme en todos los momentos de dificultad, por acompañarme siempre en esta gran etapa, los quiero mucho. Finalmente, a mis maestros, que compartieron su conocimiento conmigo, por hacer mi carrera más que interesante.

*Juray Mendoza*

Quiero agradecer a todas las personas que contribuyeron con su ayuda a realizar este trabajo en especial a mi asesor MSc. Francisco Hernández. De manera especial al Centro Nacional de Radioterapia, institución que facilitó sus instalaciones y los recursos para la realización de este trabajo.

*Gerald Sánchez Avilés.*

## CARTA AVAL

Managua, Nicaragua  
11 de diciembre del 2020

**PhD. Noel Zelaya**  
**Director Departamento de Física**  
**Facultad de Ciencias e Ing.**

Estimado Dr. Zelaya:

Por este medio estoy haciendo llegar mi valoración como tutora del seminario de graduación realizado por la Br. Gutiérrez Sequeira Tatiana Guadalupe, el Br. Mendoza Juray Ariel y el Br. Sánchez Avilés Gerald Sebastián, se ha evaluado el informe final y se considera cumple con los requisitos establecidos con el actual reglamento estudiantil vigente. Este trabajo es de mucha relevancia para el Centro Nacional de Radioterapia.

El mismo lleva por título **PROTOCOLO DE PACIENTE ESPECÍFICO DE RADIOTERAPIA AVANZADA (IMRT-VMAT) EN EL CENTRO NACIONAL DE RADIOTERAPIA (CNR) “NORA ASTORGA” DURANTE EL PERIODO DE SEPTIEMBRE-NOVIEMBRE 2020**. Los Alumnos han realizado el mismo con dedicación y esfuerzo.

Agradecería su gestión para que la pre-defensa y defensa sea realizada de acuerdo con la reglamentación. Gracias por su gestión y aprovecho la ocasión para saludarlo.

Atentamente,

**MSc. Norma Roas Zúniga**  
**Docente**  
**Dpto. de Física**

## **RESUMEN**

Este trabajo de seminario de graduación tiene como propósito describir el protocolo de control de calidad de paciente específico para técnicas de radioterapia avanzada, radioterapia con intensidad modulada y Arcoterapia volumétrica modulada.

Los controles de calidad de paciente específico en radioterapia avanzada nos garantizan la calidad del tratamiento y la reducción de incidentes o accidentes radiológicos en la entrega de la dosis al paciente, por esta razón se evaluó este protocolo donde se recomienda los procedimientos para llevar a cabo dicha labor.

Se utilizó el sistema de planificación Mónaco, fantomas con arreglos de diodos tridimensionales y matrices de diodos bidimensionales con el software SNC Patient para el análisis de los planes calculados y medidos, nivel de burbuja, barómetro, termómetro y acelerador lineal Infinity HD, la selección de los fantomas a utilizar está basado según la técnica de tratamiento, se realizaron planes de tratamientos usando ambos fantomas los cuales fueron escaneados y exportados al TPS para hacer el plan, luego el plan se exporta a Mosaiq y se entrega irradiando todos los campos en el fantoma usando el software SNC Patient se comparan dichos planes.

Los resultados de calibración de los arreglos de diodos se obtuvo exitosamente la planitud y simetría de los perfiles en las direcciones ortogonal, longitudinal y diagonales esta calibración nos llevó a tener éxito en la comparación de los planes calculados los cuales obtuvimos un pase del 95% de los puntos evaluados en dosimetría absoluta y relativa para el criterio de aceptación 3mm/3% con umbral de 10%.

Se concluye que es muy importante este aporte para aquellos físicos o dosimetristas que realicen esta actividad por primera vez ya que tendrán una guía de como seleccionar y usar los fantomas para llevar a cabo los procedimientos del QA de paciente específico.

## **Lista de abreviaturas.**

**3D-CRT:** (Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy) Radioterapia Conformada 3D

**AAPM:** (American Association of Physicists in Medicine) Asociación Americana de Físicos Médicos

**CA:** Cáncer

**CNR:** Centro Nacional de Radioterapia

**DO:** Densidad óptica

**DVH:** (Dose-Volume Histogram) Histograma Dosis-Volumen

**ICRP:** Comisión Internacional sobre Protección Radiológica (International Commission on Radiological Protection).

**IGRT:** (Image Guided Radiation Therapy) Radioterapia Guiada por Imágenes

**IMRT:** (Intensity Modulated Radiation Therapy) Radioterapia de Intensidad Modulada

**MLC:** (Multileaf Collimator) Colimador Multiláminas

**OAR:** (Organs at Risk) Órganos de riesgo

**OMS:** Organización Mundial de la Salud

**PTV:** (Planning Target Volume) Volumen Blanco de Planificación

**QA:** aseguramiento de la calidad (Quality assurance).

**QC:** control de calidad (Quality control).

**ROI:** (Region of Interest) Región de interes.

**SS:** Step and Shoot

**SW:** Sliding Window

**TCP:** (Tumor Control Probability) Probabilidad de Control Tumoral.

**TPS:** (Treatment Planning System) Sistema de Planificación de Tratamiento.

**UM:** Unidades Monitoras.

**VMAT:** (Volumetric Modulated Arc Therapy) Arcoterapia Volumétrica Modulada.

## INDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN DEL TEMA Y SUBTEMA.</b>	<b>1</b>
<b>2. ANTECEDENTES.</b>	<b>2</b>
<b>3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.</b>	<b>4</b>
<b>4. JUSTIFICACIÓN.</b>	<b>6</b>
<b>5. OBJETIVOS.</b>	<b>7</b>
<b>5.1 Objetivo General:</b>	<b>7</b>
<b>5.2 Objetivos Específicos:</b>	<b>7</b>
<b>6. DESARROLLO DEL SUB TEMA.</b>	<b>8</b>
<b>6.1 Flujo de Trabajo en Radioterapia.</b>	<b>8</b>
<b>6.2 Acelerador lineal</b>	<b>10</b>
<b>6.2.1 Cabezal</b>	<b>10</b>
<b>6.2.2 Sistema de colimación del haz.</b>	<b>11</b>
<b>6.2.3. Colimador primario.</b>	<b>12</b>
<b>6.2.4 Colimador secundario.</b>	<b>12</b>
<b>6.2.5 Colimador multiláminas (MLC).</b>	<b>13</b>
<b>6.2.6 Características del MLC.</b>	<b>13</b>
<b>6.3 Radioterapia de Intensidad Modulada.</b>	<b>16</b>
<b>6.4 Step and Shoot.</b>	<b>17</b>
<b>6.5 Sliding Window.</b>	<b>18</b>
<b>6.6 Arcoterapia Volumétrica Modulada.</b>	<b>18</b>
<b>6.7 Planificación en IMRT.</b>	<b>20</b>
<b>6.8 Planificación directa.</b>	<b>20</b>
<b>6.9 Planificación inversa.</b>	<b>21</b>
<b>6.10 Optimización basada en parámetros dosimétricos y biológicos.</b>	<b>21</b>
<b>6.11 Puesta en servicio de técnica de IMRT.</b>	<b>22</b>
<b>6.12 Análisis de Distribuciones de Dosis con Índice Gamma.</b>	<b>23</b>
<b>6.13 Diferencia de dosis (DD).</b>	<b>25</b>
<b>6.14 Distancia al acuerdo (DTA).</b>	<b>25</b>
<b>6.15 Software SNC Patient.</b>	<b>25</b>
<b>6.15.1 Características SNC Patient.</b>	<b>26</b>
<b>6.15.2 Funciones de Software.</b>	<b>27</b>
<b>6.15.3 Interfaz de ArcCheck es el Software SNC Patient.</b>	<b>27</b>

<b>6.16</b>	<b> Detectores tipo diodo, SunPoint.....</b>	<b>28</b>
<b>6.17</b>	<b> Arreglo de detectores 2D: MapCheck™, de Sun Nuclear.....</b>	<b>29</b>
<b>6.18</b>	<b> Arreglo de detectores 3D: ArcCheck™, de Sun Nuclear.....</b>	<b>30</b>
<b>6.19</b>	<b> Acelerador lineal Elekta Infinity.....</b>	<b>31</b>
<b>6.20</b>	<b> Sistema de planificación de tratamiento Monaco.....</b>	<b>33</b>
<b>7.</b>	<b> METODOLOGÍA.....</b>	<b>36</b>
<b>8.</b>	<b> ANÁLISIS Y RESULTADOS.....</b>	<b>42</b>
<b>9.</b>	<b> CONCLUSIÓN.....</b>	<b>48</b>
<b>10.</b>	<b> RECOMENDACIONES.....</b>	<b>49</b>
<b>11.</b>	<b> BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>50</b>

## **INDICE DE ECUACIONES.**

Ecuación 1:	Definición de la Función Gamma.....	24
Ecuación 2:	Índice Gamma en un punto de distribución.....	24
Ecuación 3:	Índice Gamma al evaluar dos distribuciones de dosis.....	25



## INDICE DE ILUSTRACIONES:

Ilustración 1: Movimientos de gantry, colimador y camilla. Visualización del isocentro de un acelerador lineal (Brezan, 2017). .....	10
Ilustración 2: Cabezal de un acelerador para haces de fotones y de electrones. (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010).....	11
Ilustración 3: Transmisión intralaminar (a), fuga interlaminar (b) y transmisión entre extremos de láminas (c) en el MLC (D, 2002). .....	14
Ilustración 4: Efecto tongue and groove entre láminas adyacentes del MLC. Arriba se observan dos láminas del mismo banco con sus extremos hacia fuera de la hoja. Abajo se muestra la variación de intensidad del haz desde la posición A hasta B para distintos casos (A. A. , 2016). .....	15
Ilustración 5: Representación del efecto de puntas redondeadas. Se observa que para distintas posiciones de la lámina con respecto al eje del haz, la penumbra es aproximadamente constante. Figura modificada de (Boyer, 2001). .....	16
Ilustración 6: Conformación de la distribución de dosis a partir de (a) haces de fluencia uniforme en 3D-CRT y (b) modulación de la fluencia en IMRT (A. C. , 2011). .....	16
Ilustración 7: Determinación de la secuencia de campos en VMAT (A. A. , 2016). .....	19
Ilustración 8: Representación geométrica del índice gamma (Low, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, 1998). .....	24
Ilustración 9: Vista de las características del Software SNC Patient (Sun Nuclear). .....	26
Ilustración 10: Tipos de detectores. (Sun Nuclear). .....	29
Ilustración 11: MapCheck 2TM, de Sun Nuclear, y la configuración de su arreglo de diodos. (SUN NUCLEAR, 2016).....	30
Ilustración 12: configuración geométrica de los diodos y el fantoma, detallando: A) la profundidad efectiva del plano de los diodos (build up) y la región de backscatter; B) la vista del haz (beam eye view) del arreglo helicoidal de detectores. (NUCLEAR, 2014.). .....	31
Ilustración 13: Acelerador lineal Elekta Infinity instalado en el Centro Nacional de Radioterapia (fuente propia). .....	32
Ilustración 14: a) Colimador multiláminas Agility, b) Diafragma que determina el tamaño de campo en la dirección y (Agility multileaf collimator, 2017). .....	33
Ilustración 15: Dimensiones de una lámina del MLC Agility, vista lateral y frontal (Agility multileaf collimator, 2017). .....	33
Ilustración 16: Calibración de diodos, fuente propia. .....	42
Ilustración 17: Perfil X de la calibración de diodos, fuente propia. .....	43
Ilustración 18: Comparación de perfiles calculados y medidos, fuente propia. .....	44
Ilustración 19: Comparación de perfiles calculados y medidos Step and Shoot, fuente propia. ....	45
Ilustración 20: Representación gráfica del porcentaje de puntos que aprueban el criterio durante la entrega de tratamiento de VMAT, Fuente propia.....	46

## **1. INTRODUCCIÓN DEL TEMA Y SUBTEMA.**

En el centro nacional de radioterapia se instaló el primer acelerador lineal (Linac) a finales del año 2018. La unidad de Linac está equipada con un sistema de imágenes de Mega Voltaje y Kilo Voltaje, conectado con el sistema de planificación de tratamiento Monaco mediante la red de registro y verificación Mosaico, posee licencias para tratamientos de técnicas de radioterapia avanzada tales como: Radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT), Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT), Radiocirugía Esterotaxica Extracraneal (SBRT). Actualmente, la necesidad de escalar las dosis para tener mayor éxito en la probabilidad de control tumoral y disminuir los riesgos en los órganos críticos nos llevó a la implementación de nuevas técnicas de radioterapia (IMRT-VMAT), sin embargo, por la seguridad del paciente y para asegurarnos que las dosis calculadas y entregadas a los pacientes están dentro de los criterios de aceptación, es necesario realizar controles de calidad de manera rutinario de paciente específico.

Los controles de calidad de pacientes específicos, aseguran al físico médico que los desplazamientos de las multiláminas y del gantry durante la entrega del tratamiento sea lo adecuado a la variación de la tasa de dosis durante el tratamiento, este control de calidad consiste en aplicar el tratamiento radiante a un maniquí y medir algunos indicadores de la distribución de dosis y compararlos con los que se deberían obtener según lo informado por el programa de planificación.

Tradicionalmente, son necesarios controles de calidad paciente específicos (también conocidos como procedimientos de verificación de tratamiento), o más generalmente un aseguramiento de la calidad de los tratamientos, garantizando un buen servicio de radioterapia con técnicas avanzada optimo y seguro.

## 2. ANTECEDENTES.

- 1 En Diciembre del año 2009. Luis Edinson Cáceres Maldonado realizo un trabajo investigativo sobre “Implementación de un protocolo de control de calidad para el tratamiento de paciente específico de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) usando la película KODAK EDR-2” con el objetivo de hacer una evaluación en la distribución de la dosis para asegurar que efectivamente se va a dar el tratamiento con los valores aprobados para el paciente y también desarrollar un programa de QA que incluya la verificación de tratamientos en el paciente específico de IMRT.
- 2 En Diciembre del año 2013. E. Mackenzie, P. Balter, Francesco C en la universidad de Texas en Houston, realizaron un estudio sobre “Reproducibilidad en QA de paciente específico con IMRT” con el propósito de determinar la reproducibilidad de los resultados del QA con IMRT en un paciente específico en un entorno clínico, plasmaron seis planes con variedades de dispositivos y análisis incluyendo película radiográfica, cámara de ionización 2D entre otros.
- 3 En el periodo del año 2014. Ricardo Español elaboro un artículo sobre “Comisionamiento e Implementación de las técnicas IMRT y VMAT con RapidArc con intercomparación del RPC” con el objetivo de lograr implementar dichas técnicas con RapidArc mediante el protocolo TG119 de la AAPM y así obtener la acreditación de estas, por parte del RPC del MD Anderson.
- 4 En el año 2015. Urbina Guadalupe L., García Bertha G. realizaron un estudio sobre “Comparación dosimétrica de las técnicas de tratamiento IMRT y VMAT, para cáncer en mama” con la intención de demostrar que estas técnicas son de mayor precisión y así poder escalar la dosis de tratamiento entregando la mayor dosis a la zona anatómica deseada evitando afectar a los órganos en riesgo lo mayor posible.
- 5 En diciembre del 2016. Esteban Lucas Solari realizo un trabajo investigativo sobre “implementación de técnicas de control de calidad de IMRT Paciente-Pacífico” con el objetivo de proponer métodos adecuados para las instituciones para la verificación

rutinaria de tratamientos y poner a punto los medios necesarios para llevar acabo estos métodos.

- 6 Arbebuj, P.D, Tapia Coca, R.C con Comisión Nacional de Energía Atómica publicaron un artículo científico sobre “Controles de Calidad Paciente Especifico en Radioterapia con Intensidad Modulada” con el objetivo de demostrar la importancia de estos QA, dado a que así se verá el margen de error el cual es necesario para observar los niveles de tolerancia según los órganos en riesgo.

### **3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.**

La planeación en radioterapia tiene como objetivo lograr un balance óptimo entre maximizar la probabilidad del control tumoral y minimizar las causas de complicaciones en tejido sano. Para cumplir este objetivo, los sistemas de planeación de tratamiento realizan un proceso de optimización basado en diferentes parámetros, sin embargo, también es necesario, técnicas de aseguramiento de la entrega de dosis prescrita, donde, se logre verificar el funcionamiento adecuado del sistema de planeación, identificar diferentes incertidumbres como la pérdida de información y la exactitud del equipo.

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) representa uno de los avances técnicos más importantes en radioterapia desde el advenimiento del acelerador lineal médico. Permite la implementación clínica de distribuciones de dosis no convexas altamente conformadas.

La IMRT no es solo un complemento del proceso de radioterapia actual; representa un nuevo paradigma que requiere el conocimiento de las imágenes multimodales, las incertidumbres de configuración y el movimiento interno de los órganos, las probabilidades de control de tumores, las probabilidades de complicaciones del tejido normal, el cálculo y la optimización de dosis tridimensionales (3-D) y la entrega dinámica del haz de intensidades de haz no uniformes.

La IAEA advierte que los tratamientos de radioterapia (muy especialmente los de IMRT) implican dosis extremadamente altas y, por lo tanto, un pequeño error respecto a la dosis prescrita puede implicar consecuencias severas o fatales, ya sea por sobredosis o por subdosis. Debe buscarse no solo aumentar la probabilidad de control tumoral sino también reducirse las complicaciones en el tejido normal, para lo cual los márgenes de error de dosis prescrita deben ser bajos. (Solari, 2017)

En el 2010, el New York Times publicó un artículo en el que se detallan cientos de casos de sobredosis de radiación ocurridos entre 2007 y 2009. Nada nuevo a los ojos de la IAEA, que mantiene al día sus “Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy”, excepto que esta vez hubo algunas particularidades.

En primer lugar, las sobredosis habían ocurrido en países desarrollados, como Estados Unidos y Francia, donde la experiencia acumulada en radioterapia es de varias décadas y los estándares de calidad suelen ser altos. En segundo lugar, todos los casos correspondían a tratamientos con tecnologías de última generación, como radiocirugías estereotácticas (SRS) y haces pequeños de colimadores multihojas (MLC). (Solari, 2017).

Los errores citados en el artículo fueron diversos: pérdidas de datos en la comunicación entre los equipos de planificación y tratamiento, información errónea del tratamiento cargada en el equipo o problemas en el comisionamiento de terapias con haces pequeños. Algunos de ellos se hubieran evitado mediante un doble control de calidad y, en mayor medida, mediante un control de calidad para cada paciente. (Solari, 2017)

Por lo tanto, ¿Es necesario desarrollar e implementar un programa de IMRT viable y seguro?

¿La garantía de un protocolo de control de calidad de paciente específico es suficiente para establecer un programa de IMRT viable en el Centro Nacional de Radioterapia Nora-Astorga?

¿Un QA de paciente específico es suficiente para garantizar el funcionamiento del sistema de planificación de uso clínico, entrega de dosis prescrita, exactitud y precisión?

#### **4. JUSTIFICACIÓN.**

El presente trabajo se enmarca dentro de la etapa de puesta en servicio de equipos y técnicas radioterapéuticas avanzadas, llevada a cabo en el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga”. Debido a la complejidad de las modalidades terapéuticas y equipos de radioterapia, se requieren procedimientos exhaustivos de controles mecánicos, dosimétricos y de seguridad durante la instalación, aceptación, puesta en servicio y rutina clínica.

El realizar un protocolo de QA de paciente específico, con el objetivo de mejorar y garantizar un tratamiento de radioterapia con técnicas avanzada IMRT, VMAT adecuado. Su importancia radica en la seguridad al paciente, ya que, cabe mencionar, que una técnica de radioterapia avanzada utiliza gradientes de dosis más compleja que podría perjudicar a la persona expuesta en tratamiento clínico.

Un control rutinario de control de calidad de paciente específico, nos brinda, la identificación de factores que pueden producir accidentes a la hora de la practica en servicio de tratamiento, como la eficiencia del sistema de planificación a utilizar, la falta de exactitud y precisión, la perdida de información del TPS al equipo de tratamiento (Linac), falla en la entrega de dosis prescrita.

Estas incertidumbres pueden identificarse con la práctica de un QA de paciente específico para cada caso único, procediendo a la corrección necesaria en caso de encontrar algún tipo anómalo, aportando un beneficio, a la garantía de generar un practica de tratamiento de radioterapia avanzada de manera segura al paciente, cerciorando el funcionamiento de los equipos, obteniendo una práctica optima y satisfactoria.

## **5. OBJETIVOS.**

### **5.1 Objetivo General:**

- Describir el protocolo de control de calidad de paciente específico para técnicas de radioterapia avanzada (IMRT y VMAT).

### **5.2 Objetivos Específicos:**

- Seleccionar el instrumental dosimétrico en función a la técnica empleada para el control del paciente.
- Determinar la calibración absoluta y relativa de los arreglos de detectores de cada fantoma.
- Comparar el plan QA en los fantoma a utilizar, usando la fluencia calculada con la fluencia de dosis medida en modo relativo y absoluto utilizando la función gamma.



## **6. DESARROLLO DEL SUB TEMA.**

### **6.1 Flujo de Trabajo en Radioterapia.**

Para que la teleterapia sea exitosa, se desarrolla una serie de etapas que son llevadas a cabo por un grupo interdisciplinario de profesionales conformado por Médicos, oncólogos, radioterapeutas, físicos médicos especializados en radioterapia, dosimetristas y técnicos en radioterapia.

En primer lugar, el médico determina si el tratamiento será administrado con fines curativos o paliativos, la dosis prescrita en el PTV y la dosis tolerada en cada órgano que rodea al mismo, el número de fracciones, tipo y energía de radiación y que posición es la más adecuada para llevar a cabo la terapia. Luego, el técnico, médico y físico realizan una simulación del tratamiento. El paciente es colocado en un tomógrafo computado de simulación que posee una camilla con las mismas características que la existente en el equipo de irradiación, y es posicionado mediante dispositivos de inmovilización.

La tomografía obtenida permite localizar el volumen a tratar y los tejidos sanos que se quieren proteger. En esta etapa se efectúan marcas de referencia en la piel del paciente, que, junto con los dispositivos de inmovilización, permiten reproducir su posición durante todo el tratamiento.

Posteriormente, se realiza la planificación del tratamiento. El médico delimita los volúmenes de interés sobre la tomografía de planificación utilizando el TPS, se selecciona la técnica de tratamiento y se determina el número y la disposición de los haces de radiación para alcanzar una distribución de fluencia apropiada, de acuerdo a la dosis prescrita y dosis de tolerancia. Esta etapa es efectuada por el físico médico y aprobada por el médico.

En caso de una técnica de radioterapia avanzada siempre se realiza el QA paciente específico antes de la primera fracción de tratamiento.

El control de calidad paciente específico, consiste en aplicar el tratamiento radiante a un fantoma y medir algunos indicadores de la distribución de dosis y compararlos con los que se deberían obtener según lo informado por el programa de planificación. Por esto, luego de realizar las mediciones, los resultados son analizados por el físico y el médico en conjunto,

los cuales deciden si las diferencias entre lo planificado y lo medido están dentro de lo tolerado.

Estos controles se pueden dividir, a grandes rasgos en dos conjuntos de mediciones:

- Absolutas: Comprenden mediciones en un punto sobre el eje del campo a una cierta profundidad. Estas mediciones se realizan con una cámara de ionización y se comparan los valores de dosis obtenidos con los que arroja la planificación.

- Relativas: Comprenden mediciones en un plano perpendicular al eje del haz. Se utilizan para estas mediciones detectores bidimensionales. En este caso la comparación con la planificación es en porcentaje de dosis (respecto de un punto de normalización). La comparación de los mapas se lleva a cabo con el criterio gamma (Tapia Coca, R.C. & Aberbuj, P.D.).

Previo a la administración de la primera fracción del tratamiento, se realiza una verificación donde se comprueba que todos los parámetros hayan sido determinados correctamente. Para esto, se coloca el paciente en la camilla del equipo de irradiación con la misma posición de la etapa de simulación, se ubican los bloques de protección o filtros compensadores si el tratamiento lo requiere, y se obtienen imágenes para corroborar el correcto posicionamiento. En caso de que sea necesario efectuar un cambio, este se registra mediante nuevos tatuajes y se repiten las imágenes. Este procedimiento es realizado por el médico, el físico y el técnico.

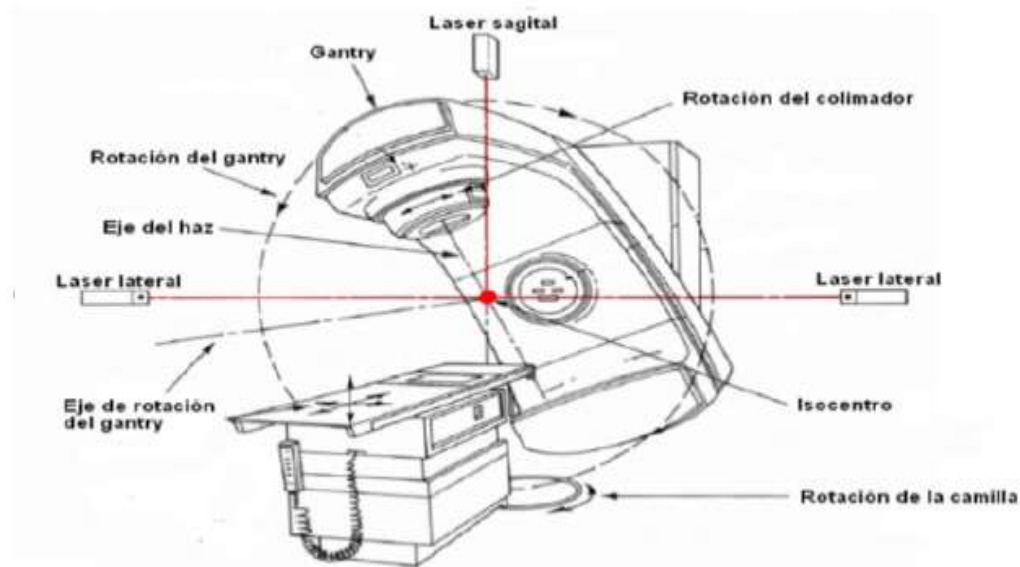
Una vez que los parámetros del tratamiento han sido verificados, este se inicia y es llevado a cabo por técnicos en radioterapia. Generalmente, el paciente acude diariamente de forma ambulatoria durante un periodo de tiempo variable, y es evaluado por el médico durante el curso de la terapia, para analizar la respuesta del tumor y su tolerancia al tratamiento.

Finalizado el tratamiento, comienza la etapa de seguimiento de la enfermedad en la que se evalúa el control tumoral y las complicaciones que pueden surgir a causa de la radioterapia.

## 6.2 Acelerador lineal

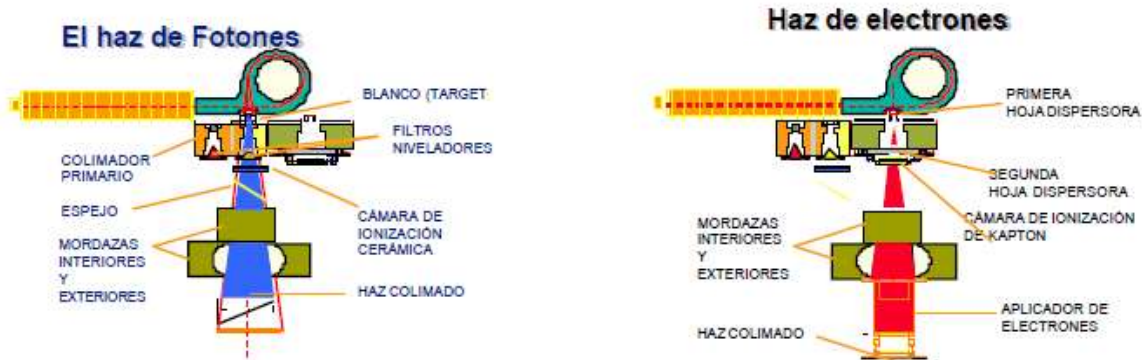
En el acelerador lineal, electrones son acelerados por ondas electromagnéticas a lo largo de una trayectoria lineal, hasta alcanzar niveles de energía cinética que varían entre 4 y 25 MeV. Tales electrones pueden aplicarse sobre la superficie del paciente, o bien, incidir sobre un blanco de alto número atómico, por ejemplo tungsteno, y producir un espectro fotones de frenado o Bremsstrahlung (Podgorsak, 2005). Estos fotones interactúan posteriormente con un filtro, llamado filtro aplanador, que modifica la intensidad del haz y con un sistema de colimación formado por colimadores primarios, secundarios y MLC para conformar el haz terapéutico. El MLC puede formar un sistema terciario de colimación, o puede reemplazar uno de los colimadores secundarios. En la figura 1 se indican los movimientos permitidos del gantry, colimador y la camilla del acelerador lineal, y se señala el isocentro que es el punto donde se interceptan el eje de rotación del gantry con el eje de rotación del colimador y la camilla.

### 6.2.1 Cabezal



Es el lugar donde una vez que los electrones se sitúan perpendiculares al suelo se rompe el vacío y los electrones se dirigen hacia el paciente. También es la zona donde se pueden producir los haces de fotones.

Está compuesto por: el blanco de rayos X, como ecualizador para fotones, filtros homogeneizadores para electrones, cámaras de ionización y colimadores primarios y secundarios.



*Ilustración 2: Cabezal de un acelerador para haces de fotones y de electrones. (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010).*

### 6.2.2 Sistema de colimación del haz.

Se encarga de orientar el haz, de delimitar y de conformar el campo de tratamiento que se planifica para tratar al paciente. Este sistema de colimación por lo general está constituido por tres dispositivos: el colimador primario, el colimador secundario y el colimador multiláminas (MLC).

También, son fundamentales otros dispositivos como el blanco de rayos X, el filtro aplanador y la lámina dispersora.

Blanco de rayos X: O “target” como también se le conoce. Es un material de número atómico alto con el cual el haz de electrones va a impactar para que, por medio de radiación de frenado, o efecto “bremsstrahlung”, se produzcan fotones de rayos X.

Filtro aplanador: Es un cono diseñado para que la fluencia de energía o la tasa de dosis absorbida en el material de interés a una profundidad definida sea constante en todo el ancho del haz, ya que el haz de radiación producido en el blanco de rayos X por su divergencia no es uniforme en un plano perpendicular a su dirección.

Lámina dispersora: Es una lámina de un espesor adecuado para cada nivel de energía para que los electrones al interactuar con ella sufran dispersiones ideales; pero, tomando en cuenta que no se produzcan pérdidas en la energía de los electrones y contaminaciones por radiación de frenado. Cuando el haz de tratamiento a utilizarse es un haz de electrones, el blanco de rayos X y el filtro aplanador se desplazan del camino del haz proveniente del sistema de desviación para que interactúe directamente con la lámina dispersora.

Una vez ya tocado el tema sobre algunos de los componentes que definirán el tipo de haz que será utilizado en el tratamiento, es necesario retomar sobre la colimación, ya que estos dispositivos encargados de realizar esta labor son fundamentales para la administración adecuada de la dosis al volumen blanco y para evitar o disminuir la cantidad de dosis en sus alrededores.

### **6.2.3. Colimador primario.**

El colimador primario tiene forma cónica y se encuentra por debajo del blanco de tungsteno y por encima del filtro aplanador (o de la lámina dispersora), su principal función es evitar la fuga de radiación dispersa en el cabezal. Por lo general están fabricados con una aleación de tungsteno y plomo, y poseen un espesor de aproximadamente 10 cm, con el propósito de atenuar la radiación inicial un 0,1%.

### **6.2.4 Colimador secundario.**

El colimador secundario consiste de 2 pares de bloques conocidos como mandíbulas, en donde un par de mandíbulas se encuentra por debajo del colimador primario, y el segundo par por debajo del primero. Estas mandíbulas se encargan de conformar campos de tratamiento cuadrados o rectangulares, que pueden medir a nivel del isocentro de la máquina, desde unos pocos centímetros hasta 40 cm x 40 cm.

Además, puedan rotar a través del eje central del haz. En su diseño poseen una superficie en sus lados adyacentes al haz casi tangencial a la radiación para así disminuir la penumbra debido a la transmisión parcial de las mandíbulas.

### **6.2.5 Colimador multiláminas (MLC).**

Los colimadores multiláminas consisten en un conjunto de entre 20 y 60 pares de láminas hechas de aleaciones de tungsteno, las cuales se mueven longitudinalmente de manera independiente, ya que cada una posee un motor que les da el movimiento mediante un computador. Estas láminas se encuentran situadas sobre dos bancos perpendiculares. Pueden conformar campos regulares e irregulares de una manera rápida y satisfactoria, así como también lograr la modulación de la intensidad del haz.

Para un sistema de MLC ELEKTA este sustituye las primeras mandíbulas encargadas de conformar el campo en la dirección Y, por lo que está más cerca del blanco. Por debajo del MLC se encuentra un diafragma llamado colimador de back-up que se puede alinear junto con el movimiento de las láminas, de manera tal que aumente la atenuación que proporcionaron las láminas. Este diafragma es una lámina delgada del mismo material del colimador.

### **6.2.6 Características del MLC.**

La altura de las láminas y el material que las compone determinan sus propiedades de atenuación. Las aleaciones de tungsteno son generalmente escogidas para la construcción de las mismas debido a su alta densidad, dureza, fácil elaboración, bajo costo y bajo coeficiente de expansión.

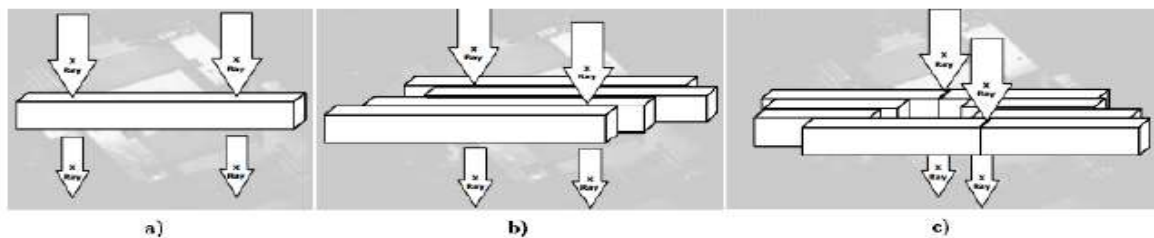
Los fotones experimentan distinta atenuación de acuerdo con que sector del colimador interactúan, tal como se observa en la figura 3. De esta manera, se denomina transmisión intralaminar a la reducción de la dosis producida cuando los fotones atraviesan la lámina de tungsteno, a través de toda su altura (3.a), mientras que se conoce como fuga interlaminar a la reducción de la dosis debido a la atenuación de los fotones cuando su trayectoria se produce entre las caras laterales de las láminas (3.b).

Además, se conoce como transmisión entre extremos de láminas a la reducción de dosis que se produce entre las puntas de hojas opuestas, cuando están completamente cerradas (3.c).

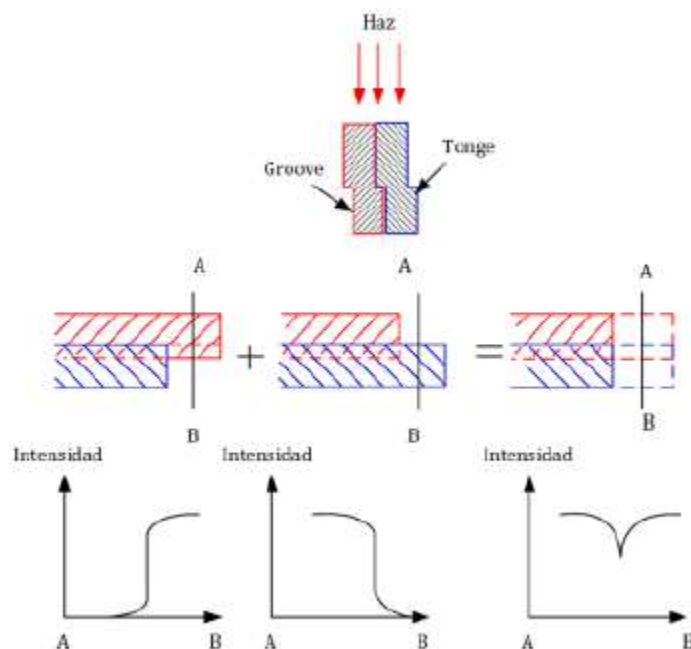
Para reducir la fuga entre láminas adyacentes, estas se ensamblan entre sí, produciendo el denominado efecto tongue and groove.

En la figura 4 se observa la disposición de láminas adyacentes que adoptan los MLC de los aceleradores Varian Medical Systems, otros fabricantes realizan diferentes diseños. El perfil de la izquierda de la figura 4 es generado si sólo la lámina roja blindada el haz de radiación, mientras que el perfil central si solo lo hace la lámina azul. Cuando los dos perfiles se combinan, se obtiene el perfil de la derecha.

Por lo tanto, se genera una región de sub-dosificación cuando, por ejemplo, el MLC conforma dos subcampos distintos. En un tratamiento de IMRT con MLC, este efecto tendrá relevancia si durante la mayor parte del tiempo de irradiación, el tejido interactúa con los fotones que atraviesan el tongue de la hoja, el groove, o ambos a la vez (Deng, 2000).



*Ilustración 3: Transmisión intralaminar (a), fuga interlaminar (b) y transmisión entre extremos de láminas (c) en el MLC (D, 2002).*

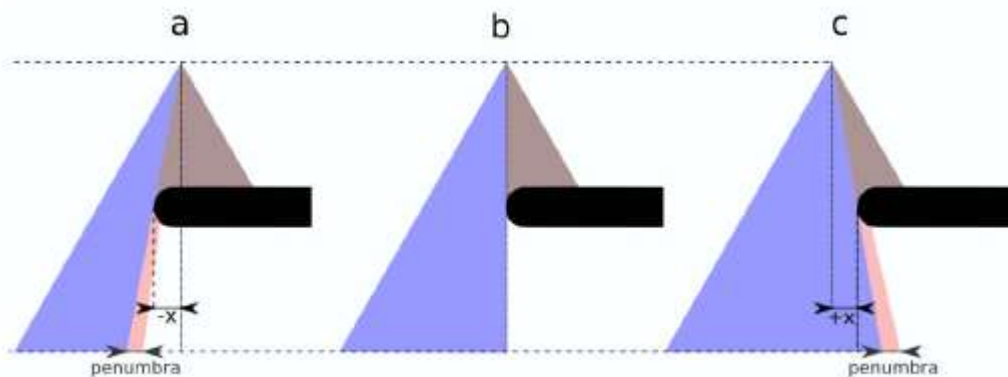


*Ilustración 4: Efecto tongue and groove entre láminas adyacentes del MLC. Arriba se observan dos láminas del mismo banco con sus extremos hacia fuera de la hoja. Abajo se muestra la variación de intensidad del haz desde la posición A hasta B para distintos casos (A. A. , 2016).*

La forma del extremo libre de las láminas modifica la penumbra, esto es, la reducción de dosis en el borde del campo. Se denominan colimadores multiláminas enfocados, a aquellos que poseen láminas cuyos extremos siguen la divergencia del haz a medida que el campo se modifica. Con estos colimadores se reduce en gran medida la penumbra, pero cuando un gran número de hojas se mueven independientemente, se vuelve dificultoso que el extremo de cada lámina sea alineado paralelamente con el haz de radiación para todos los campos (Boyer, 2001).

Por otro lado, los colimadores no enfocados son aquellos que presentan láminas con puntas redondeadas. Su uso genera una penumbra mayor que la producida por los colimadores enfocados, y el ancho de la misma se modifica de acuerdo a la distancia del extremo de la hoja con respecto al eje del haz de radiación. Sin embargo, como se observa en la figura 5, la penumbra es relativamente constante en función de la posición de la hoja, ya que la distancia que recorren los fotones desde que ingresan y salen de la misma, es aproximadamente la misma si la lámina se encuentra en la posición  $+x'$  o  $-x'$  con respecto al eje del haz (5.a y 5.c). A esto se lo llama efecto de puntas redondeadas.

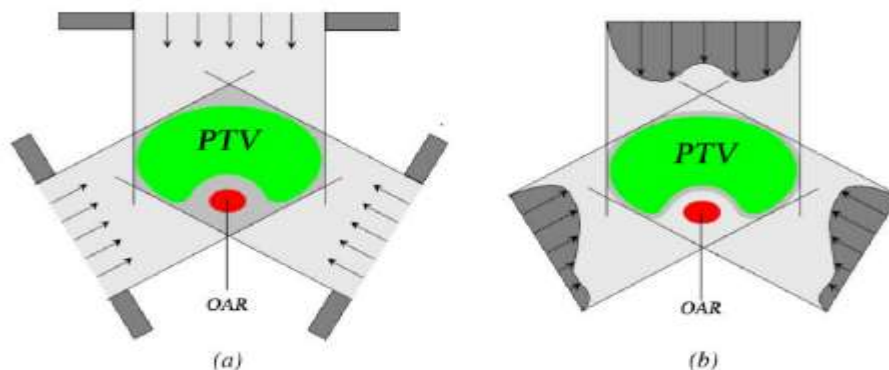




*Ilustración 5: Representación del efecto de puntas redondeadas. Se observa que para distintas posiciones de la lámina con respecto al eje del haz, la penumbra es aproximadamente constante. Figura modificada de (Boyer, 2001).*

### 6.3 Radioterapia de Intensidad Modulada.

En IMRT se obtiene una distribución de dosis a partir de la modulación de la fluencia de cada campo de irradiación, por medio de algoritmos de planificación inversa. Tal distribución puede presentar concavidades, que no son posibles de lograr con 3D-CRT donde se emplean haces de fluencia uniforme, por lo que los tratamientos de IMRT son más conformados y permiten dosis menores a los órganos de riesgo (Ezzell G. G., 2003). En la figura 6 se esquematiza esta diferencia.



*Ilustración 6: Conformación de la distribución de dosis a partir de (a) haces de fluencia uniforme en 3D-CRT y (b) modulación de la fluencia en IMRT (A. C. , 2011).*

Los planes de IMRT incrementan la dosis integral, es decir, un gran volumen de tejido recibe bajas dosis de radiación aumentando el riesgo de malignidad secundaria. Se incrementa también la duración de cada fracción de tratamiento que puede ser de 15 a 30 minutos e inclusive superior, mientras que la mayoría de las fracciones de 3D-CRT son llevadas a cabo en pocos minutos. En IMRT también se produce mayor dosis periférica, esto es, aquella generada por la dispersión del haz en los colimadores y en el filtro aplanador, y por la radiación de fuga del cabezal (Ezzell G. B., 2009).

Para modular la fluencia del haz, se utilizan sistemas que son capaces de lograr perfiles de forma arbitraria, tales como filtros compensadores y MLC. Los filtros compensadores son bloques de cerrobend de espesor variable en la sección perpendicular al haz, de manera que el haz se atenúa de forma diferencial de acuerdo a la cantidad de material interpuesto (A. A., 2016). El MLC es el dispositivo más práctico para modular la intensidad del haz y el más frecuentemente utilizado. Distintas modalidades de radioterapia con modulación del haz a partir del MLC se describen a continuación (Khan, The Physics of Radiation Therapy, 2014).

#### **6.4 Step and Shoot.**

En esta modalidad el plan de tratamiento consta de múltiples campos, frecuentemente son entre 5 y 9 por fracción (Gutierrez-Ibarluzea, I., Gutierrez Iglesias, A., 2014), y cada uno de ellos está formado por un conjunto de subcampos de haces con fluencia uniforme. Los subcampos son conformados por el MLC y se suministran consecutivamente en una secuencia en la que no interviene el operador. El acelerador no emite radiación mientras las láminas se mueven para crear el próximo subcampo, y el aporte de cada uno crea el haz de intensidad modulada que ha sido planificado en el TPS.

El número de subcampos puede variar notablemente (entre 2 y más de 20, en función del grado de optimización deseada), aunque rara vez se utilizan más de 10 subcampos (Ezzell G. B., 2009). Si  $N$  es el número de subcampos consecutivos existen  $(N!)^2$  combinaciones de subcampos que dan lugar al mismo perfil de fluencia, y el algoritmo de optimización selecciona la combinación más adecuada según las restricciones del sistema (Khan, The Physics of Radiation Therapy, 2014).

### **6.5 Sliding Window.**

En esta modalidad se utilizan varios campos de tratamiento compuestos por una serie de subcampos. Las láminas del MLC conforman los diferentes subcampos cuando el gantry se encuentra en la posición de irradiación y, a diferencia de step and shoot, entre los subcampos consecutivos no se interrumpe el haz de tratamiento hasta que el gantry comienza su rotación hacia la posición del próximo campo. La velocidad de movimiento de cada lámina define el gradiente de dosis, y la misma se determina mediante un algoritmo de optimización que busca entregar la fluencia deseada teniendo en cuenta la velocidad máxima de las láminas y la reducción del tiempo de tratamiento (A. A. , 2016).

### **6.6 Arcoterapia Volumétrica Modulada.**

VMAT es una modalidad que surge a partir de la Terapia en Arco de Intensidad Modulada (IMAT, del inglés Intensity Modulated Arc Therapy). En esta última, el gantry rota alrededor del paciente y emite radiación continuamente mientras las láminas del MLC varían su posición. Para cada ángulo del gantry, se superponen múltiples subcampos de diferentes tamaños y formas, cada uno con intensidad uniforme, por lo que se requiere más de un arco para alcanzar la modulación del haz deseada (Yu, 1995).

Un algoritmo de optimización favorece la secuencia de subcampos que requiere la menor variación en la posición de las láminas del MLC entre ángulos consecutivos. Esta técnica no fue ampliamente utilizada porque ofreció poca o ninguna mejora en las distribuciones de dosis, y resultó ineficiente en la aplicación del plan optimizado, en gran parte debido a la necesidad de varios arcos para entregar un único campo de tratamiento, por lo tanto, la mayoría de los centros implementaron las modalidades de step and shoot o sliding window (A. C. , 2011).

A fines de 2000, tanto Varian Medical Systems (Inc., Palo Alto, California, USA) como Elekta (Inc., Estocolmo, Suecia), desarrollaron la modalidad VMAT en la cual es posible variar la tasa de dosis, la posición de las láminas del MLC y la velocidad del gantry a medida que este rota alrededor del paciente (A. A. , 2016). VMAT provee una solución frente a algunas limitaciones encontradas en IMAT, en particular la técnica fue diseñada para que los planes de tratamiento sean entregados de manera eficiente utilizando un único arco del gantry, aunque en algunos casos rotaciones adicionales pueden ser usadas para mejorar la

distribución de dosis (Khan, The Physics of Radiation Therapy, 2014), y con alta conformación de dosis a partir de haces emitidos de forma continua a lo largo de los 360° del gantry.

Para crear un plan de tratamiento satisfactorio con una única rotación del gantry, es necesario optimizar la forma de los campos y la fluencia de los haces para un gran número de ángulos de incidencia del haz. Sin embargo, la forma de los campos está limitada en la medida de que las láminas del MLC deben ser capaces de moverse a sus nuevas posiciones, dentro del tiempo requerido para que el gantry rote entre ángulos consecutivos. Para optimizar la dispensa en VMAT los campos se obtienen progresivamente en una secuencia desarrollada por Otto (Karl, 2008), y ejemplificada en la figura 7.

Inicialmente el arco es subdividido en un pequeño número de campos, cada uno correspondiente con un ángulo del gantry, cuya forma y/o fluencia de haces son variados durante las primeras iteraciones de la optimización (2.a). Existen pocas restricciones para la posición de las láminas del MLC para estos campos debido a que están espaciados entre sí. Luego de varias iteraciones, un nuevo campo es agregado y la nueva posición del MLC surge de la interpolación de los campos entre los que se encuentra (2.b). Tras nuevas iteraciones, otro punto del arco es agregado de la misma manera en medio de dos campos establecidos previamente (2.c). Este proceso continúa hasta obtener el número de campos buscado (A. C. , 2011).

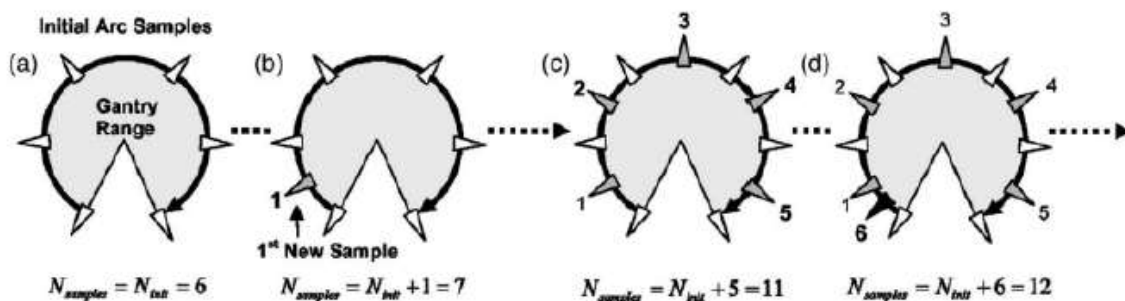


Ilustración 7: Determinación de la secuencia de campos en VMAT (A. A. , 2016).

En primera instancia, Otto utilizó el nombre VMAT para describir la obtención progresiva de campos durante la optimización de la distribución de dosis, a partir de un único arco de tratamiento. Varian incorporó esta técnica a la modalidad de VMAT y lo llamó RapidArc. Otros algoritmos de optimización han sido desarrollados y en la práctica el término VMAT se utiliza para hacer referencia a cualquier técnica de terapia en arco que utilice tasa de dosis variable (Boyer, 2001).

IMRT convencional y VMAT producen típicamente distribuciones de dosis de calidad similar, aunque con VMAT se trata al tumor desde todos los ángulos y esto evita tener que seleccionar las mejores direcciones de irradiación, tarea que puede ser difícil de realizar. Debido a que las técnicas de VMAT tratan todo el volumen a la vez, los tiempos de tratamiento no dependen generalmente del tamaño del PTV, siempre y cuando el mismo pueda abarcarse en un solo campo, y varían en el rango de 1-3 minutos para una fracción estándar de 2 Gy con RapidArc. Además, el tiempo es usado eficientemente debido a que la administración de radiación no se interrumpe entre diferentes ángulos del gantry.

Por estas razones, varios investigadores han reportado reducciones significativas en las UM por fracción con respecto a IMRT convencional. El uso de tiempos de administración más cortos tiene la principal ventaja de reducir el movimiento del paciente que puede ocurrir (A. C. , 2011) (Boyer, 2001) durante el tratamiento (Boyer, 2001) (Khan, The Physics of Radiation Therapy, 2014).

## **6.7 Planificación en IMRT.**

Los planes de IMRT pueden ser elaborados con algoritmos de planificación directa e inversa, siendo esta última la más utilizada en tales tratamientos (Elith, 2011).

## **6.8 Planificación directa.**

La planificación directa continúa con la misma lógica de los algoritmos utilizados en tratamientos 3D-CRT. En la misma, se agregan subcampos con sus pesos correspondientes y se evalúa la distribución de dosis resultante. En cada iteración del proceso, se decide que parámetros variar hasta alcanzar la distribución buscada.

Se trata entonces de un proceso iterativo de prueba y error que genera una distribución de dosis utilizando un número limitado de subcampos, es dependiente de la destreza de quien ejecuta la planificación, y no garantiza alcanzar la solución óptima entre todas las factibles (Boyer, 2001).

### **6.9 Planificación inversa.**

La planificación inversa utiliza un algoritmo de optimización para minimizar una función objetivo. La función objetivo está compuesta por funciones de costo que representan tanto los objetivos (dosis deseadas en el PTV), como las restricciones (dosis toleradas en los órganos de riesgo). Para realizar un plan, se determinan los parámetros de tales funciones de costo y los ángulos de incidencia y, si se desea modificar el resultado obtenido, se cambian estas variables y se realiza una nueva optimización (D, 2002).

### **6.10 Optimización basada en parámetros dosimétricos y biológicos.**

Las funciones de costo utilizadas en planificación inversa pueden estar basadas en parámetros dosimétricos, también llamados físicos, o en parámetros biológicos, y a su vez, cada función de costo posee una penalidad asociada. La penalidad representa la implicancia que tiene en el tejido que los objetivos, o restricciones, que se quieren alcanzar con determinada función de costo no sean cumplidos (Alber, 2006).

Tradicionalmente, la respuesta al tratamiento se cuantifica con modelos de Probabilidad de Control Tumoral (TCP, del inglés Tumor Control Probability) y Probabilidad de Complicación de Tejido Normal (NTCP, del inglés Normal Tissue Complication Probability). Múltiples estudios han demostrado que existe correlación entre la respuesta al tratamiento y determinados parámetros físicos como la correspondencia dosis-volumen. Por ejemplo, el porcentaje del volumen pulmonar que recibe al menos 20 Gy, se utiliza para medir la probabilidad de neumonitis radioinducida de grado  $\geq 2$ . Sin embargo, cuando la optimización se basa en parámetros dosimétricos, más de un punto del histograma dosis-volumen (DVH, del inglés Dose-Volume Histogram) puede correlacionarse con una dada complicación (Allen, 2012).

A su vez, en los modelos dosimétricos la penalidad asociada a cada función de costo, puede no ser representativa de la implicancia real que tiene en el tejido no alcanzar la dosis prescrita. Por ejemplo, distribuciones de dosis no homogéneas pueden ser penalizadas de acuerdo a funciones cuadráticas, mientras que los efectos biológicos secundarios pueden incrementarse siguiendo un modelo no cuadrático, cuando las dosis de tolerancia son superadas (Alber, 2006).

Los criterios de optimización basados en parámetros dosimétricos se correlacionan de manera indirecta con la respuesta terapéutica, mientras que aquellos basados en parámetros biológicos, parten del conocimiento de las propiedades biológicas del tumor y los tejidos circundantes para obtener una respuesta terapéutica más favorable. Además, el proceso de optimización es más eficiente cuando se utilizan funciones de costo biológicas, ya que controlan la relación dosis-volumen en una región del DVH, en lugar de hacerlo en un único punto como sucede en ciertas funciones de costo dosimétricas (Alber, 2006).

### **6.11 Puesta en servicio de técnica de IMRT.**

Por puesta en servicio de IMRT se entiende la verificación de que los tratamientos pueden ser planificados, preparados y administrados con suficiente exactitud (Gutierrez-Ibarluzea, I., Gutierrez Iglesias, A., 2014).

Esta modalidad terapéutica requiere tolerancias más estrictas en el desempeño del MLC que las requeridas cuando se utilizan solo técnicas estáticas, ya que la superposición de segmentos produciría regiones con dosis mayores y/o menores a la planificada, cuando las láminas no se posicionen de forma exacta. Por ejemplo, si un campo homogéneo de 10 cm de ancho es irradiado desplazando un campo de 1 cm de ancho de un lado al otro, un error de 1 mm en el posicionamiento de un banco de hojas resultaría en un error aproximado de 10% en la dosis administrada (James, págs. 103-110).

Por otro lado, como las UM dispensadas en IMRT son mayores que en técnicas convencionales, la dosis debido a la transmisión a través del MLC puede alcanzar niveles significativos (Chen, 2000).

Una verificación del proceso completo se realiza colocando en un fantoma ciertos detectores tales como películas radiocrómicas o radiográficas, dosímetros termoluminiscentes, cámaras de ionización, entre otros. Luego, se obtiene una imagen topográfica del fantoma sobre la cual se definen los volúmenes de interés, se planifica y ejecuta el tratamiento, y finalmente se compara la dosis medida con la dosis planificada. Este proceso se denomina usualmente test end to end (Khan, The Physics of Radiation Therapy, 2014).

Se recomienda comenzar la puesta en servicio de IMRT con pruebas simples, por ejemplo la verificación de la dosis producida por un único haz en un fantoma geométrico, e incrementar la complejidad de las mismas progresivamente hasta, por ejemplo, comprobar la dosis debida a un plan con múltiples haces sobre hipotéticos volúmenes tumorales y órganos de riesgo en un fantoma antropomórfico (Deng, 2000).

Además, se recomienda que en las pruebas se imiten las características geométricas, las dosis prescritas en el PTV y las dosis de tolerancia de los órganos de riesgo que son probables de encontrar en casos clínicos. Por lo tanto, la puesta en servicio de la técnica IMRT se realiza a partir de un conjunto de pruebas con objeto de verificar que los tratamientos planificados, en esta modalidad, son llevados a cabo con la exactitud apropiada.

### **6.12 Análisis de Distribuciones de Dosis con Índice Gamma.**

El índice gamma permite cuantificar las diferencias entre una distribución de dosis medida  $D_m(\mathbf{r}_m)$  y una calculada  $D_c(\mathbf{r}_c)$ .

Para esto, se define una función gamma  $\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$  que en cada punto de la distribución medida evalúa tanto la distancia euclídea a todos los puntos de la distribución calculada  $r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = |\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m|$  como la diferencia de dosis entre ellos  $\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = D_c(\mathbf{r}_c) - D_m(\mathbf{r}_m)$ , tal como se observa en la imagen 8.



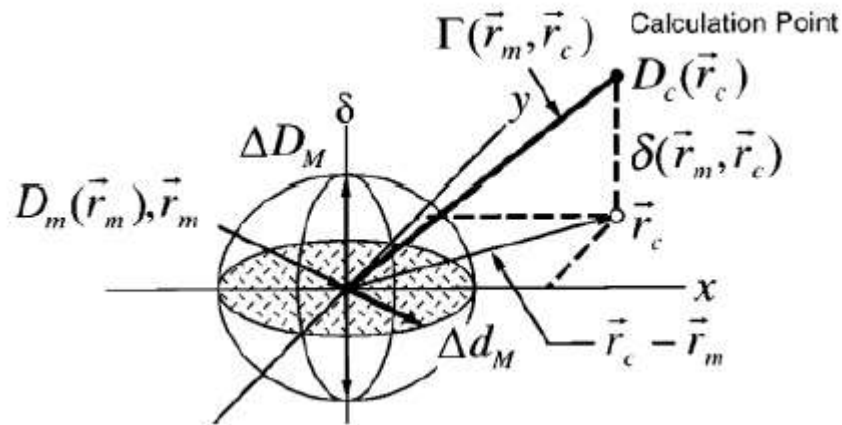


Ilustración 8: Representación geométrica del índice gamma (Low, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, 1998).

Las distancias  $r$  ( $\mathbf{r}_m$ ,  $\mathbf{r}_c$ ) y diferencias de dosis  $\delta$  ( $\mathbf{r}_m$ ,  $\mathbf{r}_c$ ) calculadas son normalizadas con los criterios de aceptación  $\Delta d_m$  y  $\Delta D_M$  respectivamente. La función gamma se define entonces:

$$\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta D_M^2}}$$

Ecuación 1: Definición de la Función Gamma.

El índice gamma en un punto de la distribución de dosis medida  $\gamma$  ( $\mathbf{r}_m$ ) se corresponde con el valor mínimo de la función gamma entre ese punto y todos los puntos calculados:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min\{\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)\} \forall \{\mathbf{r}_c\}$$

Ecuación 2: Índice Gamma en un punto de distribución.

De acuerdo a esta definición, para que un punto de la distribución de dosis medida satisfaga los criterios de aceptación  $\Delta_{dm}$  y  $\Delta_{DM}$ , debe cumplirse (Low, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, Med. Phys., 1998):

$$\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1$$

*Ecuación 3: Índice Gamma al evaluar dos distribuciones de dosis.*

El índice gamma, por lo tanto, permite evaluar cuantitativamente dos distribuciones de dosis en regiones con alto y bajo gradiente, ya que incluye criterios de aceptación basados en diferencia de dosis y distancia de concordancia (Alber, 2006).

### **6.13 Diferencia de dosis (DD).**

“Este análisis se utiliza en las regiones de bajo gradiente de dosis (donde no hay cambios bruscos en la dosis) y realiza una comparación punto a punto entre las distribuciones de dosis calculadas y medidas” (Rodríguez).

### **6.14 Distancia al acuerdo (DTA).**

El DTA es un método de evaluación cuantitativa que compara directamente los valores leídos contra los valores calculados por el sistema de planificación. El criterio de aprobación está definido como la tolerancia de la coincidencia de la dosis y distancia (DTA) en las regiones de bajo y alto gradientes, respectivamente. Por lo que la diferencia de dosis (DD) y la coincidencia a distancia (DTA) se complementan una a otra al realizar una evaluación sobre todas las regiones de una distribución de dosis (Cabrera).

### **6.15 Software SNC Patient.**

El software SNC Paciente compara los puntos correspondientes a la dosis medida con los puntos correspondientes a la dosis planificada. Este puede comparar los datos normalizados o los datos de dosis absoluta utilizando los criterios DTA (distance to agreement) o Gamma. Tres criterios ajustables, garantizan la máxima flexibilidad y facilidad de manejo. Los puntos

medidos que no están dentro de los criterios de aceptación son representados en rojo para altas dosis, o en azul para bajas dosis.

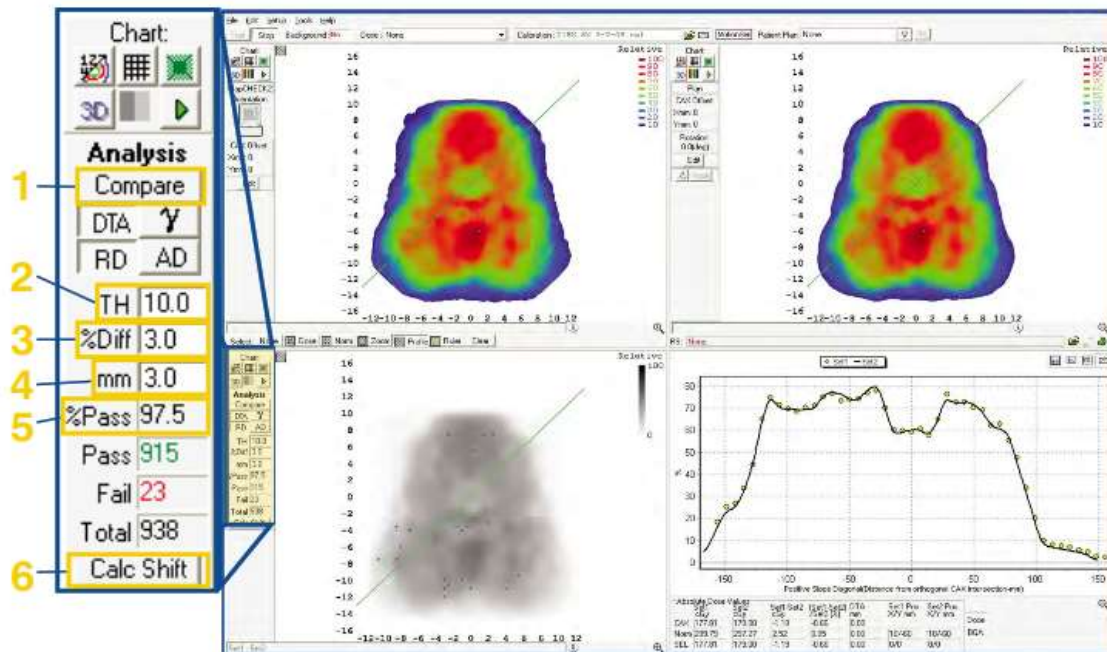


Ilustración 9: Vista de las características del Software SNC Patient (Sun Nuclear).

### 6.15.1 Características SNC Patient.

- 1) Comparar: Tomar la medida y pinchar en “compare” para comparar los datos medidos frente a los datos planificados.
- 2) TH: Umbral de dosis. Define el área de isodosis a evaluar.
- 3) % Diff: Criterio en porcentaje de aceptación entre Set1 (datos medidos) y Set2 (datos planificados).
- 4) mm: Criterio Distance to Agreement (DTA).
- 5) % Pass: Tanto por ciento de detectores que han superado los criterios de comparación establecidos.
- 6) Calc Shift: Determina automáticamente un mal alineamiento entre datos medidos y datos medidos y datos planificados, y realiza correcciones si son aceptadas por el usuario.

### **6.15.2 Funciones de Software.**

- Soporte para Arcoterapia
- Verificación de Planitud y Simetría (Control de calidad del haz)
- Histogramas
- Isodosis: superposición.
- Control de calidad del Multiláminas
- Organización y gestión de archivos (File Manager)
- Análisis Gamma
- Análisis de Película (incluyendo Gafchromic)
- Análisis de estructuras
- Análisis de Imágenes EPID
- Perfiles
- Calibración por el usuario
- Generación de informes (incluyendo PDF)
- Análisis de medidas por Lotes (Batch Analysis)
- Herramientas de ponderación (SunMETRIC™)

### **6.15.3 Interfaz de ArcCheck es el Software SNC Patient.**

Las mismas opciones de análisis y flujo de trabajo para MapCheck están disponibles en ARCCHECK. Todos los datos de ArcCheck son de formato abierto para poder exportarlos fácilmente, incluso las cuentas originales de cada detector

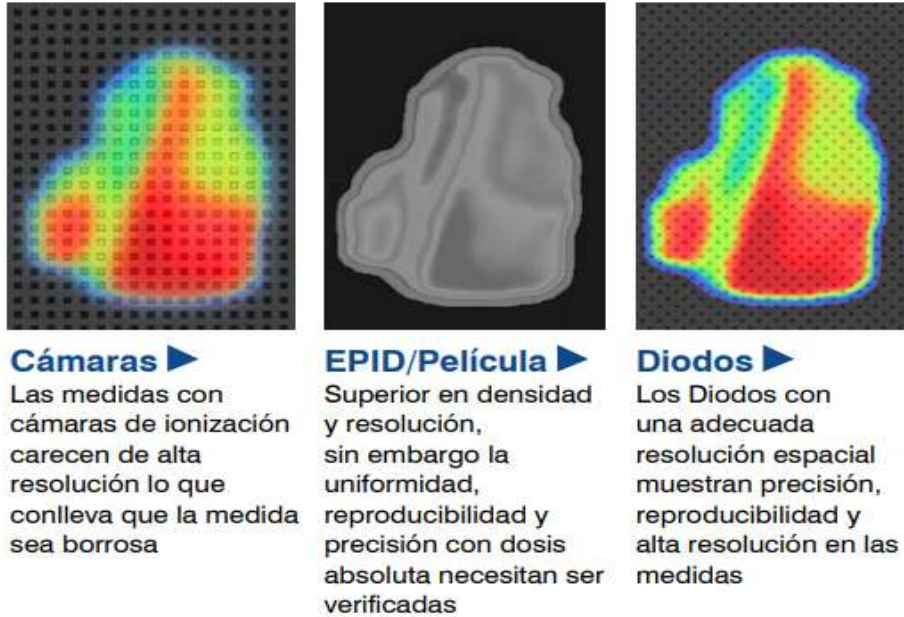
Los planes de control de calidad de ArcCheck son tridimensionales. La dosis 3D calculada por el TPS sobre el ArcCheck es importada vía DICOM RT y se extrae una cuadrícula 3D de dosis correspondiente a las ubicaciones de los detectores para poder compararla con la dosis medida.

### **6.16 Detectores tipo diodo, SunPoint.**

Un detector de tamaño pequeño, ofrece un muestreo de dosis en un punto. La eficacia de los diodos SunPoint ha sido probada para detectar errores en todo el campo de radiación, dentro y fuera de altos gradientes de dosis. Intentos de medir el campo completo aumentando el tamaño del detector, han provocado resultados como una medida borrosa en zonas de altos gradientes de dosis. Dichas medidas son contra producentes en cuanto a precisión y utilidad durante el muestreo de dosis.

Beneficios de detectores de diodos SunPoint:

- Menor Área activa
- Mejor sensibilidad
- Más finos, menor volumen
- Menor desviación
- Sin promedio de dosis – volumen



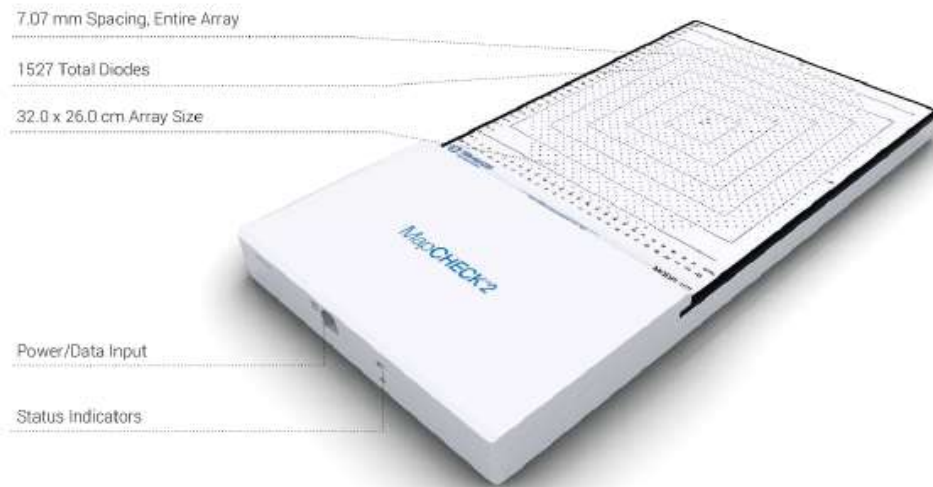
*Ilustración 10: Tipos de detectores. (Sun Nuclear).*

### 6.17 Arreglo de detectores 2D: MapCheck™, de Sun Nuclear.

El arreglo MapCheck™ (figura 11) permite realizar controles de calidad de tratamientos IMRT y 3DCRT convencionales, aunque no modalidades de arco dinámico como VMAT. Está compuesto por 1527 diodos SunPoint que, con un volumen de 0,019mm<sup>3</sup> (6500 veces menor que la cámara de 0,125cc) y 0,8 mm de lado permiten comparaciones punto a punto con la dosis planificada, evitando la comparación del promedio dentro del volumen activo.

Los diodos están dispuestos en una red cuadriculada con celdas de  $1/\sqrt{2}$  cm x  $1/\sqrt{2}$  cm, con un tamaño de campo máximo de 32cm x 26cm. El plano de medición está a 1,2 cm de profundidad, lo que equivale a 2 g/cm<sup>2</sup> de build up. Las mediciones se toman cada 50 ms, permitiendo analizar la dosis total del tratamiento, la dosis de un campo en particular o incluso la dosis en el tiempo acumulada durante el “beam on” siguiendo el movimiento de las hojas del MLC.

Además de permitir comparaciones con la dosis planificada mediante los métodos DTA (distancia a la isodosis) y análisis gamma implementados en el software SNC Patient, permite medición de errores de relevancia clínica a través del software 3DVH.

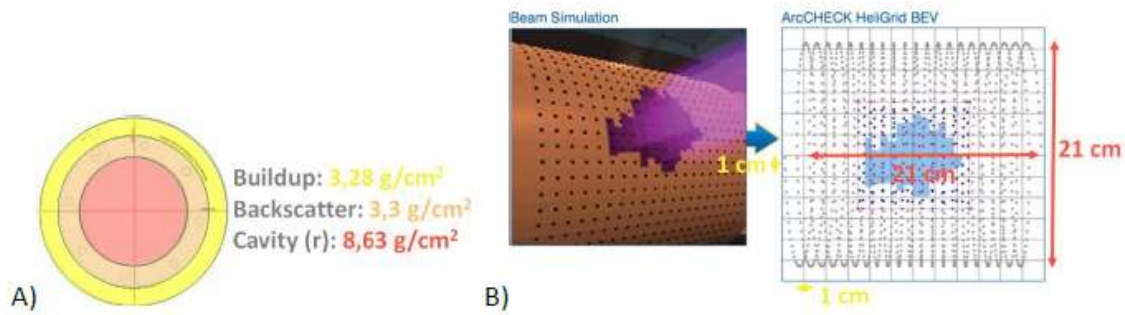


*Ilustración 11: MapCheck 2™, de Sun Nuclear, y la configuración de su arreglo de diodos. (SUN NUCLEAR, 2016).*

### **6.18 Arreglo de detectores 3D: ArcCheck™, de Sun Nuclear.**

El arreglo 3D ArcCheck™ es un fantoma cilíndrico diseñado para realizar controles de tratamientos de IMRT y VMAT teniendo en cuenta la naturaleza rotacional de los mismos. Sus 1386 diodos SunPoint están ubicados en forma helicoidal a 1 cm de distancia entre diodos sobre un plano cilíndrico a 2,9 cm de profundidad, que siendo un fantoma de PMMA equivale a 3,3 g/cm<sup>2</sup> de build up ( $\rho_{PMMA} = 1,15 \text{ g/cm}^3$ ). La forma helicoidal permite duplicar la cantidad de detectores utilizada para la medición en cada vista del haz (*beam eye view*), tomando en cuenta la medición a la entrada y a la salida del haz (figura 12).





*Ilustración 12: configuración geométrica de los diodos y el fantoma, detallando: A) la profundidad efectiva del plano de los diodos (build up) y la región de backscatter; B) la vista del haz (beam eye view) del arreglo helicoidal de detectores. (NUCLEAR, 2014.).*

El diámetro del fantoma es de 32,38 cm, con un diámetro del plano de diodos de aproximadamente 21 cm. El arreglo se extiende longitudinalmente 21 cm, permitiendo la medición de campos de hasta 21cm x 21cm en isocentro. Éste campo puede extenderse por un mecanismo de fusión de mediciones a 36 cm x 21cm. También por un mecanismo similar pueden lograrse resoluciones más pequeñas (hasta 0,5 cm) en campos más pequeños.

En el centro del fantoma, un inserto cilíndrico de 15 cm de diámetro permite arreglar una serie de cámaras de ionización, detectores de estado sólido y placas radiocrómicas para medición de planos de dosis y dosis puntuales de referencia. El software 3DVH permite elegir la mejor posición de una cámara de ionización específica según su volumen para lograr máxima homogeneidad, bajo gradiente de dosis y alta dosis (condiciones necesarias para una buena medición con cámaras).

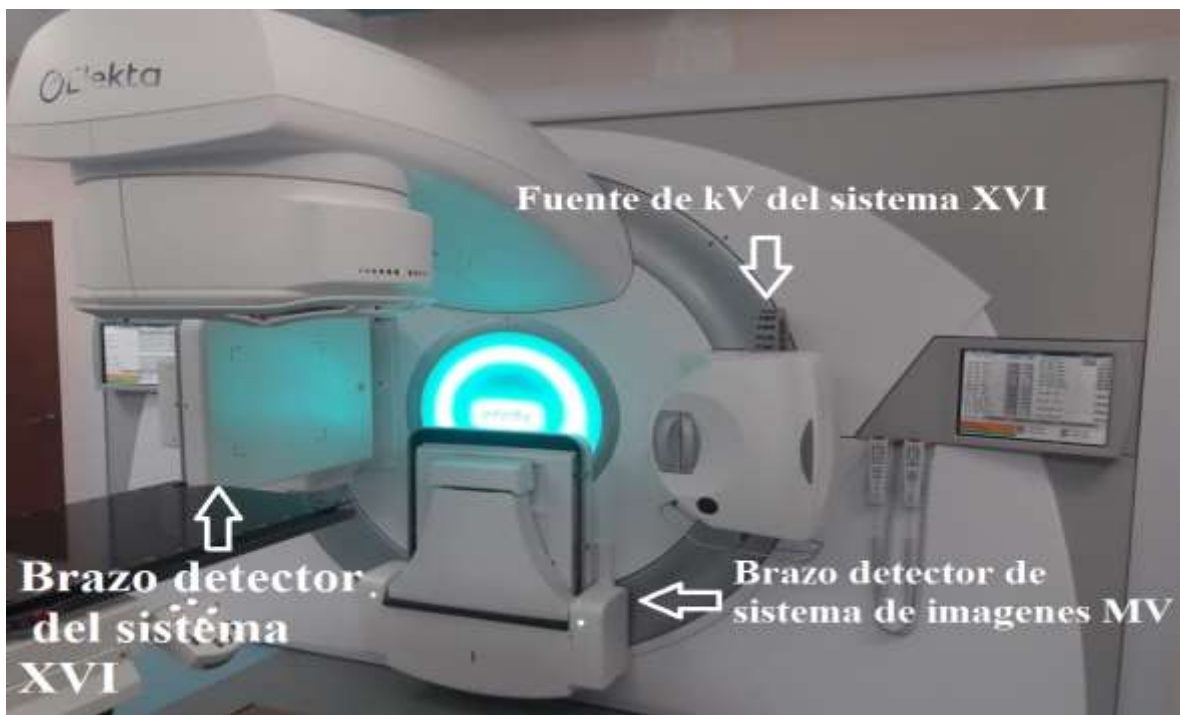
La resolución temporal no sólo le permite llevar a cabo el QA dinámico de las multiláminas y el equipo de tratamiento, sino que también puede realizarse una medición del plan completo de IMRT y analizarse cada campo por separado o todo el plan en conjunto gracias a un algoritmo de separación automática de los campos. Por último, mediante el software 3DVH se pueden realizar una reconstrucción de la distribución de dosis entregada, el DVH y un análisis de errores clínicamente relevantes de los planes.

## **6.19 Acelerador lineal Elekta Infinity.**



El acelerador lineal Elekta Infinity instalado en el CNR, permite administrar tratamientos con fotones de 6 y 15 MV, y electrones de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV. Posee dos sistemas de IGRT para mejorar la exactitud y precisión en el posicionamiento del paciente, llamados iView y XVI. El primero es un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID, del inglés Electronic Portal Imaging Device), que permite obtener imágenes 2D del paciente a partir del haz de MV, el segundo es un sistema de imágenes tomográficas de haz cónico (cone beam), que utiliza un tubo de rayos X de kV para obtener imágenes 3D. Tanto iView como XVI utilizan paneles de silicio amorfo como sistema de detección. Los planes de tratamiento del TPS son enviados al acelerador lineal para su ejecución, mediante el sistema de gerenciamiento de pacientes Mosaiq.

Elekta Infinity posee un MLC modelo Agility de 160 láminas dispuestas en dos bancos enfrentados de 80 láminas, cada uno de los cuales se encuentra ubicado en una guía capaz de moverse hasta 15 cm. Debajo del MLC se ubica un diafragma que permite el ajuste del tamaño de campo en la dirección y tanto el MLC como el diafragma, están formados por una aleación de tungsteno y sus posiciones son controladas por un sistema óptico, llamado Rubicon, con precisión de 0.3 mm.

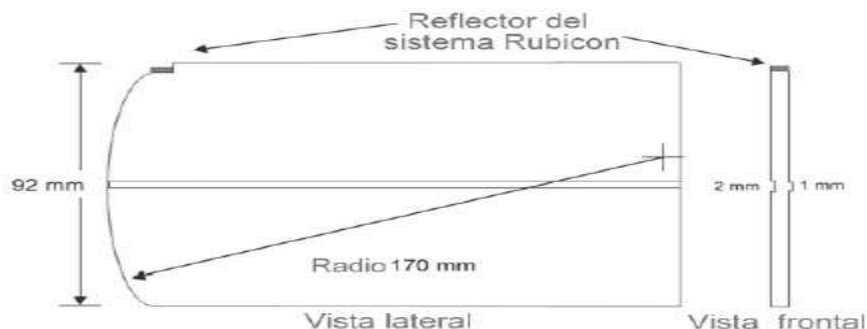


*Ilustración 13: Acelerador lineal Elekta Infinity instalado en el Centro Nacional de Radioterapia (fuente propia).*



*Ilustración 14: a) Colimador multiláminas Agility, b) Diafragma que determina el tamaño de campo en la dirección y (Agility multileaf collimator, 2017).*

El ancho de las láminas proyectado en isocentro es de 5 mm, poseen puntas redondeadas y la separación mínima entre dos hojas enfrentadas es de 1 mm, sus dimensiones se observan en la figura 15. La velocidad máxima de cada lámina es 3.5 cm/s, mientras que la de la guía y el diafragma es 3 cm/s y 9 cm/s respectivamente.



*Ilustración 15: Dimensiones de una lámina del MLC Agility, vista lateral y frontal (Agility multileaf collimator, 2017).*

## 6.20 Sistema de planificación de tratamiento Monaco.

Monaco 5.11.01 es el TPS desarrollado por Elekta que se encuentra disponible en el Servicio de Radioterapia del CNR. Permite calcular la distribución de dosis en 3D-CRT mediante un algoritmo de convolución/superposición del tipo cono colapsado y un algoritmo tipo Monte Carlo, mientras que en las modalidades de IMRT y VMAT utiliza un algoritmo de Pencil

Beam para obtener una primera aproximación del mapa de fluencia debido a su rapidez, y un algoritmo tipo Monte Carlo para determinar la segmentación del haz y el cálculo de la distribución de dosis final. Además, los tratamientos con electrones son realizados con un algoritmo basado en Monte Carlo.

Monaco permite optimizar la distribución de fluencia mediante funciones de costo basadas tanto en modelos biológicos como en parámetros físicos. Para cada blanco y órgano de riesgo se establecen funciones de costo con una determinada restricción u objetivo según lo que se quiere alcanzar (en el entorno del TPS Monaco estos se denominan isoconstraint). Tras el cálculo de optimización, se resume el efecto de la distribución de dosis alcanzada mediante un único índice, llamado isoeffect, para cada función de costo. Por lo tanto, en cada iteración del proceso de optimización, los isoeffects son calculados y comparados con los isoconstraints para determinar si los criterios especificados en cada región de interés han sido alcanzados (Allen, 2012).

En el cálculo del mapa de fluencia que minimiza la función objetivo, el TPS asigna prioridades a cada función de costo. Particularmente en Monaco se priorizan las restricciones frente a los objetivos, esto implica que solo si las dosis buscadas en los órganos de riesgo son alcanzadas, la dosis prescrita sería administrada en el PTV.

Si los objetivos de la planificación no se cumplen, las restricciones sobre los OARs deben hacerse más flexibles. Monaco permite realizar un análisis de sensibilidad, esto es, determinar que restricciones están limitando en mayor medida la dosis en el PTV. Por lo tanto, es posible identificar los parámetros que deben ser modificados para alcanzar la prescripción buscada. En este modo de optimización los niveles de prioridad asignados en Monaco son (Albert, 2017):

- Restricciones de primer orden: siempre serán alcanzados en la optimización. Son los isoconstraints definidos en órganos de riesgo por las funciones de costo: Serial, Parallel, Quadratic Overdose y Max Dose.
- Restricciones de segundo orden: serán cumplidas siempre que no exista una restricción de primer orden que lo impida. Son los isoconstraints definidos en órganos de riesgo por las funciones de costo: Quadratic Under Dose y Under Dose DVH.

- Objetivos de primer orden: serán alcanzados siempre que no exista una restricción de primer o segundo orden que lo impida. Son los isoconstraints definidos en el/los volúmenes blancos por las funciones de costo: Target Penalty y Target EUD.
- Objetivos de segundo orden: serán alcanzados siempre que no existan restricciones que lo impidan y siempre que sean cumplidos los objetivos de primer orden. Son los isoconstraints de las funciones de costo con la opción Multicriterial.

En Monaco también es posible darle prioridad a las funciones de costo que impiden el subdosis en el PTV frente a las restricciones cuando se trabaja en modo Pareto.

## **7. METODOLOGÍA.**

**Procedimiento de un QA de paciente específico en radioterapia avanzada (IMRT-VMAT).**

**Preparación y calibración de los arreglos de diodos bidimensionales (MapCheck).**

**Calibración de la matriz de diodos de MapCheck.**

**Objetivo.**

Calibrar el arreglo de diodos en modo de dosis relativa y absoluta.

**Material.**

Unidad de radioterapia, nivel de burbuja Barómetro, Termómetro y fantoma MapCheck.

**Método Experimental.**

### **Calibración Modo Relativo**

- Posicionar el gantry y colimador a cero grados.
- Posicionar el fantoma haciendo uso de un tamaño de campo de al menos 30x30 para ajustar con la grátícula con la cruz de posicionamiento del centro del fantoma.
- Conectar el fantoma a la pc haciendo uso del cable PDI.
- Entrar al software SNC Patient → setup → calibración del arreglo.
- Set un campo de 37x37 cm<sup>2</sup>, SSD 100 cm, presionar iniciar la calibración, por cada paso del A al E, entregar 200 unidades monitoras, desplazar y girar el fantoma según las indicaciones del software.
- Una vez finalizada la adquisición de perfiles para cada paso (A, B, C, D y E) verificar la planitud y simetría de los perfiles inline, cross line y diagonales.

## **Calibración Absoluta**

- Entrar al software SNC Patient → Setup → calibración de la dosis.
- Centrar el fantoma, colocar un tamaño de campo de 10x10 cm<sup>2</sup>.
- Colocar 3 cm de agua solida de buildup, SSD de 95.8 cm.
- Entregar 10 MU al fantoma MapCheck.
- Calcular en el TPS o usando fantoma de agua y realizando arreglo en las mismas condiciones para obtener la dosis absoluta e ingresarla al software SNC Patient.
- Click agregar calibración en el botón guardar calibración esto se realiza para cada energía de la unidad de radioterapia.

## **Personal.**

- Físico Medico

## **Frecuencia.**

- Modo relativo solamente la primera vez o después de ajustes en la unidad de radioterapia.
- Modo absoluto cada 6 meses o cuando lo requiera según el uso, ya que la sensibilidad de los diodos se degrada con el uso excesivo.

## **Tolerancia.**

- 2mm, 2%

## **Archivos.**

- Carpeta SNC en disco local C.

*Tabla 1 Reporte de QA paciente específico*

Nombre y Apellidos del Pte					
ID del Paciente					
Tipo de técnica de Tto			VMAT		
Modalidad de entrega de Dosis			Ventanas deslizantes		
Dosis Absoluta	> 95%	Falla	Dosis Relativa	< 95 %	Falla
Umbral (Treshold)		10 %			
Plan Realizado Por:			Elija un elemento.		
Plan Medido Por:			Elija un elemento.		
Dosimetría Aprobada Por:			Elija un elemento.		

### **Procedimientos del Plan QA usando MAPCHECK.**

#### **Objetivo**

- Asegurar que la dosis calculada por el TPS sea la que se le entregue al paciente.

#### **Material.**

- Unidad de radioterapia, nivel de burbuja, sistema de planificación de tratamientos, fantoma MapCheck y software de análisis SNCPatient.

#### **Método Experimental.**

- Una vez realizado y aprobado el plan de tratamiento por el físico médico y el radioterapeuta oncólogo el físico debe exportar el plan de tratamiento al fantoma de MapCheck, el cual fue escaneado en el CT y se ingresó en el TPS, calcular el plan en el fantoma y exportar a Mosaiq para irradiar el plan en el fantoma MapCheck.
- Posicionar gantry en cero grados, posicionar el fantoma y poner las láminas de agua sólida como buildup, a SSD 95.8 cm, en el software SNC Patient presionar botón star,

seleccionar cada campo en Mosaiq e irradiarlo, una vez irradiado todos los campos presionar el botón stop del software SNC Patient y guardar el documento con el ID y Nombre del Paciente.

- Exportar en el TPS el RT plan y RT dose.
- Haciendo uso del software SNC Patient, click derecho en la primera ventana, abrir medidas en el dispositivo (open device measured), click derecho en la segunda ventana seleccionar abrir dosis planificada (open planed dose), click en analizar, los parámetros de análisis tanto en modo relativo como absoluto deben hacerse usando los criterios de 3%, 3mm con TH 10%.
- Se debe obtener un pase mayor al 95% tanto en absoluto como relativo.

#### **Personal encargado**

- Físico Medico

#### **Frecuencia**

- Inicio de un plan de tratamiento de IMRT para cada paciente.

#### **Tolerancia.**

- TH 10%, 3mm, 3%, pass rate de 95% absoluto y relativo.

#### **Resultados.**

- Si no se cumple con el criterio de aceptación se debe realizar un análisis del porque ese plan no cumple, revisar minuciosamente el nombre del paciente, ID de los documentos exportados y si todo este bien revisar el plan nuevamente exportarlo y volver a medir.

#### **Archivo.**

- Guardar el reporte generado por el software SNC Patient en un archivo PDF y exportarlo a Mosaiq.



## **Preparación y calibración de los arreglos de diodos tridimensionales (ArcCheck).**

### **Calibración de la matriz de diodos de ArcCheck.**

Esta parte que se refiere a la calibración del arreglo para el caso de ArcCheck está dada por el fabricante donde incluye tanto los perfiles diagonales, transversales y longitudinales como también la dependencia angular.

### **Procedimientos del Plan QA usando ArcCheck.**

#### **Objetivo**

- Asegurar que la dosis calculada por el TPS sea la que se le entregue al paciente.

#### **Material.**

Unidad de Radioterapia acelerador lineal, sistema de planificación de tratamiento, fantoma ArcCheck y software de análisis SNCPatient.

#### **Modo experimental:**

- Posicionar gantry y colimador en cero grados.
- Se centra con la retícula y las cruces del fantoma, luego se gira el gantry a 90° y 270° para verificar la altura de la mesa y que la retícula quede con las marcas del fantoma en dichos ángulos.
- Una vez realizado y aprobado el plan de tratamiento por el físico médico y el radioterapeuta oncólogo el físico debe exportar el plan de tratamiento al fantoma de ArcCheck, se ingresó en el TPS, se calculó el plan en el fantoma y se exporto a Mosaik para irradiar el plan en el fantoma ArcCheck.
- Se utilizó en técnica SAD, energía de 6 MV, con 200 UM y un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> luego en el software SNC Patient presionar botón Star, seleccionar cada campo en Mosaik e irradiarlo, una vez irradiado todos los campos presionar el botón stop del software y guardar el documento con el ID y Nombre del Paciente.
- Exportar en el TPS el RT plan y el RT dose.

- Haciendo uso del Software SNC Patient se procede a la comparación en modo absoluto y relativo, haciendo click derecho en la primera ventana, abrir medidas en el dispositivo (open device measured), click derecho en la segunda ventana, seleccionar abrir dosis planificada (open planed dose), click en analizar, los parámetros de análisis tanto en modo relativo como absoluto deben hacerse usando los criterios 3% 3mm con TH 10%.
- Se debe obtener un pase mayor al 95% tanto en absoluto como relativo.

**Personal:**

- Físico Medico.

**Frecuencia:**

- Inicio de un plan de tratamiento de VMAT para cada paciente.

**Tolerancia.**

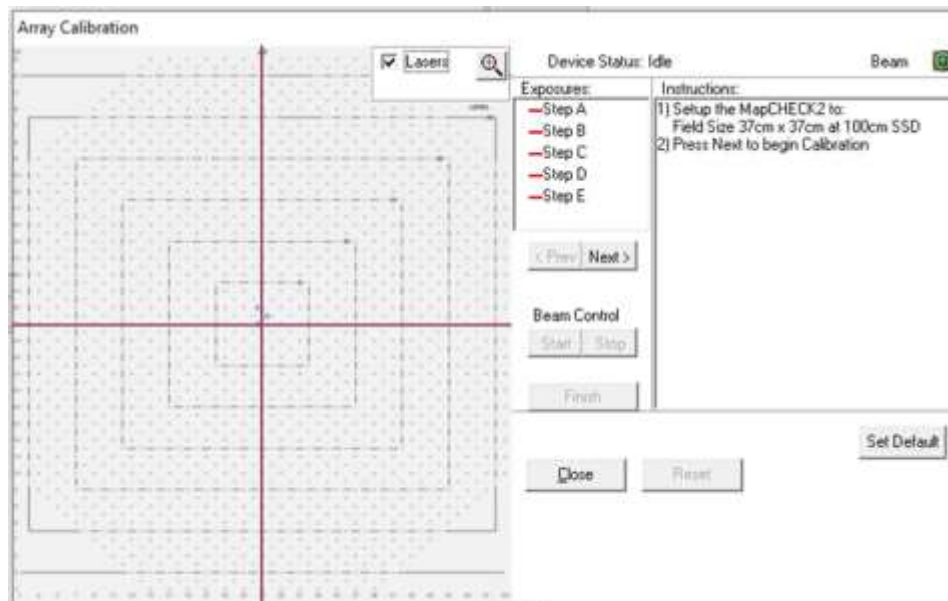
- TH 10%, 3mm, 3%, pass rate de 95% absoluto y relativo.

**Resultados:**

- De acuerdo al TG 218 la aceptación en dosimetría absoluta debe ser mayor al 95% de la dosis.
- Si no se cumple con el criterio de aceptación se debe realizar un análisis del porque ese plan no cumple, revisar minuciosamente el nombre del paciente, ID de los documentos exportados y si todo este bien revisar el plan nuevamente exportarlo y volver a medir.

## 8. ANÁLISIS Y RESULTADOS.

El proceso se realiza en 5 etapas, irradiando el dispositivo con 200 UM cada vez. En la primera etapa, se colecta una medida del fondo de radiación, con el eje y del dispositivo apuntando hacia el gantry. Se utiliza un campo de 37x37 cm<sup>2</sup>.



*Ilustración 16: Calibración de diodos, fuente propia.*

En la Figura siguiente se muestra una curva de la sensibilidad de los detectores para la primera prueba. El resto de las pruebas arrojaron resultados similares. A partir de estas curvas se calculan los factores de corrección para cada detector.



*Ilustración 17: Perfil X de la calibración de diodos, fuente propia.*

Se puede observar que para el perfil X del setup A, se logro obtener un grafico aproximadamente simetrico en el rago de nuestra posición que refleja el eje X con un porcentaje distribucion de dosis representado en el eje Y, el cual, estas mediciones se encuentra en un intervalo de (100-110)%.

Comparación relativa para los perfiles de dosis registrados por MapCheck 2 respecto al calculado por el sistema de planificación, utilizando una simulación de cabeza y cuello.

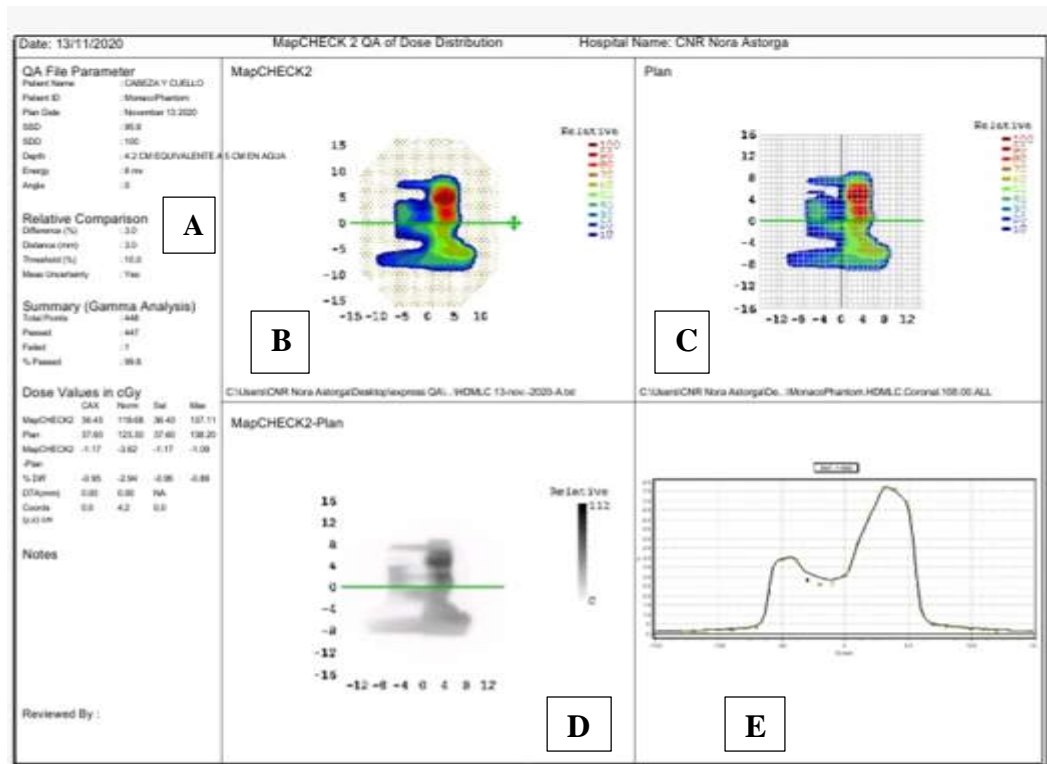


Ilustración 18: Comparación de perfiles calculados y medidos, fuente propia.

A) Datos de la evaluación Gamma; B) Valores medidos de la fluencia de dosis entregada por LINAC; C) La fluencia del mapa de dosis del plan calculado; D) Diferencia de la evaluación del criterio gamma en mapa de dosis; E) Superposición de ambos planes calculados y medidos en forma de grafica (puntos y líneas continuas de los perfiles trazados).

En las medicion del paciente se obtuvo un resultado utilizando un criterio de funcion gamma para 3% y 3mm con un nivel de confianza del 95% se obtuvieron los siguientes resultados:

Para la comparación de la simulación de cabeza y cuello obtuvimos 448 puntos calculados donde 447 puntos logran cumplir los criterios de aceptación, teniendo un solo punto de falla, y un resultado total de 99,8% de aceptación.

Comparación relativa para los perfiles de dosis registrados por MapCheck 2 respecto al calculado por el sistema de planificación, utilizando una simulación de cabeza y cuello Step and Shoot.

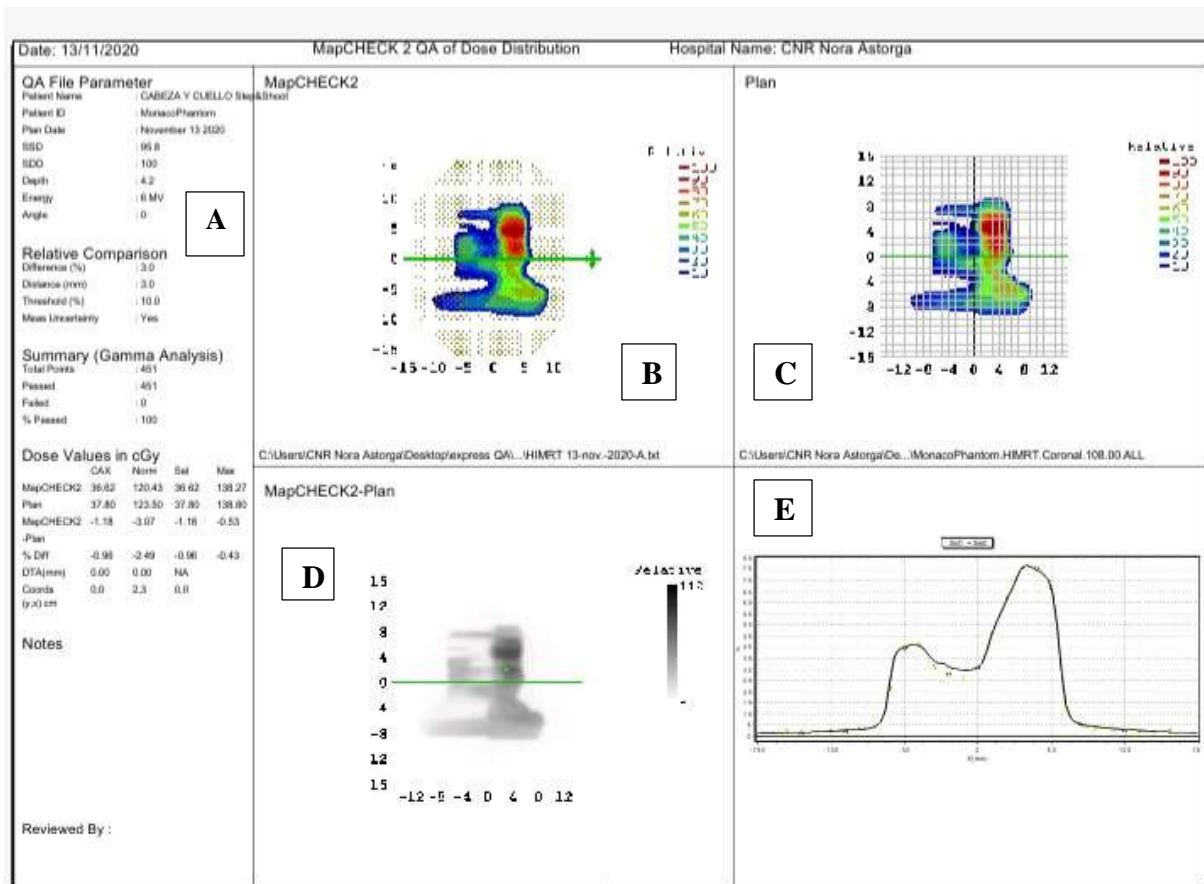


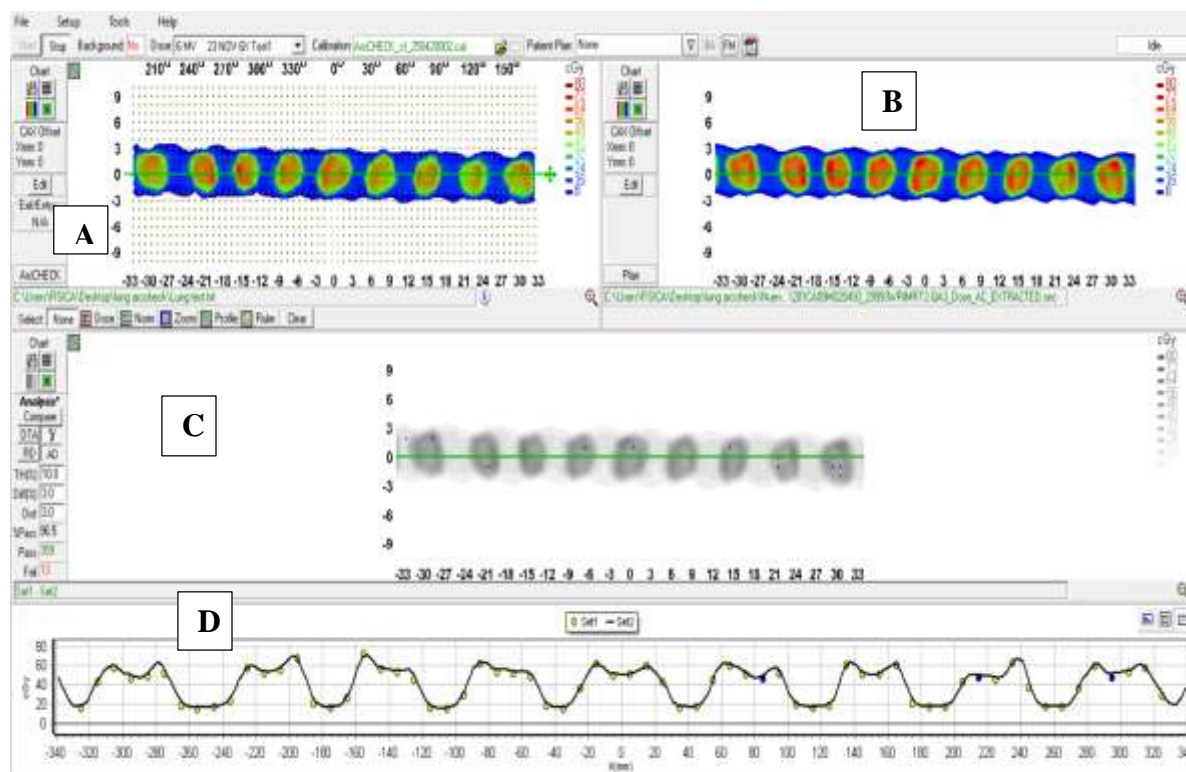
Ilustración 19: Comparación de perfiles calculados y medidos Step and Shoot, fuente

A) Datos de la evaluación Gamma; B) Valores medidos de la fluencia de dosis entregada por LINAC; C) La fluencia del mapa de dosis del plan calculado; D) Diferencia de la evaluación del criterio gamma en mapa de dosis; E) Superposición de ambos planes calculados y medidos en forma de grafica (puntos y líneas continuas de los perfiles trazados).

Para la comparación de la simulación de cabeza y cuello Step and Shoot obtuvimos 451 puntos calculados y en esta ocasión todos los puntos lograron cumplir los criterios de aceptación, sin falla, y un resultado total de 100% de aceptación.

Al igual que con cualquier otro maniquí para control de calidad de tratamientos, ArcCheck utiliza el programa llamado SNC Patient que es utilizado por los equipos de Sun Nuclear. Dicho programa se alimenta con dos entradas, la lectura de dosis entregada por el haz medida por el ArcCheck y la dosis calculada por el sistema de planificación.

Estas imágenes se representan por medio de un plano rectangular, que se obtiene al recortar un cilindro a lo largo y extenderlo para obtener un rectángulo como el de la Figura 20.



*Ilustración 20: Representación gráfica del porcentaje de puntos que aprueban el criterio durante la entrega de tratamiento de VMAT, Fuente propia.*

A) Valores medidos de la fluencia de dosis entregada por LINAC; B) La fluencia del mapa de dosis del plan calculado; C) Diferencia de la evaluación del criterio gamma en mapa de dosis; D) Superposición de ambos planes calculados y medidos en forma de grafica (puntos y líneas continuas de los perfiles trazados).

En las mediciones del paciente se obtuvo un resultado utilizando un criterio de función gamma para 3% y 3mm con un nivel de confianza del 95% se obtuvieron los siguientes resultados:

Para la comparación de la prueba de pulmón obtuvimos 372 puntos calculados, donde, 359 puntos logran cumplir los criterios de aceptación, teniendo 13 puntos de falla, y un resultado total de 96,5% de aceptación.

En la parte baja se puede observar una línea continua y puntos que coinciden sobre la línea continua. La línea continua representa la distribución de dosis dada por el planificador mientras los puntos representan la dosis obtenida en cada detector de los que están resaltados por una línea verde en el cuadro gris anterior.

Se puede seleccionar que se muestre cualquiera de las líneas de detectores en forma horizontal, tal y como está mostrado o también se puede vertical.

Existe una diversidad de formas en las que se puede visualizar las fluencias de dosis, pero básicamente, esta modalidad es la más utilizada. Para conocer más a profundidad estas opciones de visualización, se puede referir al Manual del Usuario del Programa SNC Patient.



## 9. CONCLUSIÓN.

Finalmente, se concluyó de manera que:

- En función de la técnica de tratamiento se seleccionó el tipo de fantoma para realizar el análisis del plan, en el caso de la entrega de dosis y gantry dinámico (VMAT) se utilizó el fantoma ArcCheck y en caso de gantry estáticos (IMRT) seleccionamos el fantoma MapCheck durante la elaboración del protocolo lo cual obtuvimos resultados satisfactorios.
- Según la apreciación de los perfiles diagonales, longitudinales y transversales se aprecia que existe buena simetría y planitud del haz por lo que concluimos que el arreglo de la matriz de detectores obtuvo una buena calibración tanto relativa como absoluta.
- De acuerdo a los resultados obtenidos de la práctica del protocolo realizado para ambas técnicas VMAT e IMRT se obtuvo una coincidencia en la relación del análisis de los planes calculados y medidos dentro del criterio de aceptación clínico establecido en los protocolos del centro nacional de radioterapia.
- El protocolo realizado se comprobó por un físico siguiendo los pasos que contiene dicho protocolo, y se concluye que es muy importante este aporte para aquellos físicos o dosimetristas que realicen esta actividad por primera vez ya que tendrán una guía de como seleccionar y usar los fantomas y procedimientos para realizar el QA de paciente específico. También, se logró la calibración de la matriz de diodos MapCheck 2 para determinar la sensibilidad del funcionamiento de los diodos a la hora de medir, sin embargo, para el equipo de detector de ArcCheck, la calibración de los detectores ya es determinada por el fabricante, logrando la calibración absoluta y relativa de ambos fantoma.

## 10. RECOMENDACIONES.

- ✚ No comenzar el tratamiento de pacientes con técnica de radioterapia avanzada sin antes haber realizado el control de calidad *Paciente Especifico*.
- ✚ Realizar control de calidad de las multiláminas y gantry al menos una vez por mes.
- ✚ Es necesario siempre estipular los valores mínimos de aprobación del plan de tratamiento.

## 11. BIBLIOGRAFIA.

- A., A. (2016). Modelado de colimadores multilamina en un sistema de planificación de radioterapia con haces externos de fotones .
- A., C. (2011).
- Agility multileaf collimator. (Noviembre de 2017). Obtenido de <http://www.elekta.co.jp>
- Agility multileaf collimator. (noviembre de 2017). Obtenido de <http://www.elekta.co.jp>
- Alber, M. R. (2006). *Intensity modulated radiotherapy treatment planning by use of a barrier-penalty multiplier method.*
- Albert, M. (septiembre de 2017). Obtenido de <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/49-14488-40068-105.pdf>
- Allen, X. A. (2012). *The use and QA of biologically related models for treatment planning:.*
- Boyer, A. B. (2001). Basic applications of multileaf collimator. *American Association of Physicists in Medicine*, Report No. 72.
- Brezan, R. (2017). Puesta en Servicio de las modalidades terapéuticas de IMRT y VMAT en Acelerador Lineal con colimador multilaminas. Argentina.
- Chen, Y. B. (2000). *Calculation of x-ray transmission through a multileaf collimator.*
- Consejo de Seguridad Nuclear. (2010). LAS RADIACIONES IONIZANTES EN UN SERVICIO DE RADIOTERAPIA. España.
- D, S. T. (2002). Treatment Delivery Systems 2 Field Shaping. *44th AAPM Annual Meeting.*
- Deng, J. P. (2000). The MLC Tongue-and-groove Effect on IMRT Dose Distributions. *Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference.*
- Elith, C. D. (2011). Introduction to intensity-modulated radiation therapy (IMRT) techniques, tomotherapy, and VMAT . *elsevier* , 37-43.
- Ezzell, G. B. (2009). IMRT commissioning. En *Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119, Med. Phys.* (págs. 5359-5373).
- Ezzell, G. G. (2003). *Guidance document on delivery.*

- Gutierrez-Ibarluzea, I., Gutierrez Iglesias, A. (2014). Evaluacion de radioterapia conformada con haces de intensidad modulada. . Ministerio de Sanidad, servicios sociales e igualdad. .
- James, G. (s.f.). *The Multileaf Collimator*. Philadelphia.
- Karl, O. (2008). *Volumetric modulated arc therapy*.
- Khan, F. G. (2014). *The Physics of RadiaTion TheRaPy*.
- Khan, F. G. (2014). *The Physics of RadiaTion TheRaPy*.
- Low, D. H. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Med. Phys.*
- Low, D. H. (1998). *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*. *Med. Phys.*
- NUCLEAR, S. (2014.).
- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation Oncology Physics*. vienna: International Atomic Energy Agency.
- Solari, E. (2017). IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE CONTROL DE CALIDAD DE IMRT PACIENTE-ESPECÍFICO. (*tesis de maestria*). Universidad Nacional de Cuyo., Entre Rios.
- Sun Nuclear. (s.f.). Obtenido de <http://www.scienty-med.com/sunnuclear/arccheck-espanol.pdf>
- Sun Nuclear. (s.f.). Obtenido de <http://www.scienty-med.com/sunnuclear/arccheck-espanol.pdf>
- SUN NUCLEAR. (8 de agosto de 2016). *MapCheck® 2 & 3DVH®*. Obtenido de <http://www.sunnuclear.com/solutions/patientqa/mapcheck>.
- Tapia Coca, R.C., & Aberbuj, P.D. (s.f.). CONTROLES DE CALIDAD PACIENTE ESPECÍFICO EN RADIOTERAPIA.
- Yu, C. (1995). *Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation*.

