

# Adaptive radiotherapy to the Monaco® treatment planning system using the XVI from the Elekta Synergy lineal accelerator

María Agudo <sup>a,\*</sup> , Yannirys López <sup>a</sup> 

*a Departamento de Física, Facultad Experimental de Ciencias y Tecnología, Universidad de Carabobo, Naguanagua, Venezuela 2005.*

**Abstract.** - The images obtained from the XVI were adapted to the Monaco® planning system in order to carry out treatment replanning and apply adaptive radiotherapy at the Oncological Hospital “Dr. Miguel Pérez Carreño”. This was achieved after carrying out the image quality control of CBCT to Elekta’s XVI system to obtain the planning graph. Subsequently, the images of ten head and neck cancer patients were chosen, and the fusion of CT and CBCT images was carried out in the Monaco® planning system. Then the treatment replanning was done, from which the best three cases were selected for the quality assurance of the new treatment plans, using the MatriXX Resolution™ and the myQA software from IBA. Of these three best cases, there are pathologies of the larynx, parotid, and brain. The case of parotid pathology was the only treatment replanning that obtained a gamma index value between the approval criterion of (95–107) %, since it presented a small treatment field.

**Keywords:** Adaptive radiotherapy, quality assurance, CBCT, Elekta, treatment replanning.

## Radioterapia adaptativa al sistema de planificación Monaco® utilizando el XVI del acelerador lineal Synergy de Elekta

**Resumen.** - Se adaptaron las imágenes obtenidas del XVI al sistema de planificación Monaco® para poder realizar replanificaciones de tratamiento y aplicar radioterapia adaptativa en el Hospital Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño”. Esto se logró tras realizar el control de calidad de imagen de CBCT al sistema XVI de *Elekta* para la obtención de la gráfica de planificación. Seguidamente, se escogieron las imágenes de CBCT de diez pacientes de cáncer de cabeza y cuello, y se realizó la fusión de las imágenes de CT y de CBCT en el sistema de planificación Monaco®. Luego se hizo la replanificación de tratamiento, del cual se escogieron los mejores tres casos para la verificación de la calidad de los nuevos planes de tratamiento, utilizando la *MatriXX Resolution™* y el software *myQA* de *IBA*. De estos tres mejores casos, se encuentran patologías de laringe, parótida y encéfalo. El caso de patología de parótida fue la única replanificación de tratamiento que obtuvo un valor de índice gamma entre el criterio de aprobación del (95–107) %, ya que presentaba un campo de tratamiento pequeño.

**Palabras clave:** radioterapia adaptativa, control de calidad, CBCT, *Elekta*, replanificación de tratamiento.

### 1. Introducción

Los sistemas de planificación de radioterapia y el cálculo de dosis en tres dimensiones fueron posibles tras la invención de la tomografía computarizada (CT) por Cormack y Hounsfield en 1972. La CT proporciona imágenes detalladas de las estructuras internas del cuerpo y en la planificación de tratamiento permite identificar la ubicación y el tamaño del tumor.

Las planificaciones de tratamiento de radioterapia se realizan a partir de imágenes de CT. Sin embargo, para algunas patologías, como las

patologías de cabeza y cuello, una alternativa al tratamiento de radioterapia convencional es la que propone la radioterapia adaptativa (ART). Los pacientes de patologías de cabeza y cuello presentan cambios físicos notorios a lo largo de su tratamiento, y la ART modifica el plan de tratamiento tras considerar dichos cambios, como la pérdida de peso y el cambio de la geometría del tumor [1], monitoreando al paciente con imágenes entre sesiones

En los aceleradores lineales se incorporaron fuentes de kilovoltaje y detectores de rayos X para obtener imágenes de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT). El objetivo principal del CBCT en la planificación de radioterapia es garantizar una mayor precisión en la entrega de la dosis de radiación al tumor, minimizando el daño a los tejidos sanos circundantes y permitir la

\* Autor para correspondencia:  
Correo-e: [magudob@uc.edu.ve](mailto:magudob@uc.edu.ve)

implementación de radioterapia adaptativa. Al requerir menor tiempo de escaneo y entregar menor dosis de radiación que la CT [2], el CBCT se posiciona como la herramienta ideal para el seguimiento de pacientes en radioterapia adaptativa.

El Hospital Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño” cuenta con un acelerador lineal *Synergy* de *Elekta* con un sistema XVI para obtener imágenes de CBCT. Este trabajo investiga la posibilidad de utilizar las imágenes obtenidas por el sistema XVI para la replanificación del tratamiento de radioterapia, como en algunos estudios anteriores [3][4][5]. En este sentido, la viabilidad de la utilización de imágenes de CBCT en el *linac Synergy* para replanificación de tratamiento permitiría la aplicación de ART offline en el Hospital, realizando cambios en el plan de tratamiento entre sesiones y brindando al paciente un tratamiento de radioterapia más eficaz.

### Rayos X

El equipo de CBCT utiliza una fuente de rayos X que produce un haz divergente en forma de cono y un detector para la obtención de imágenes.

El proceso de generación de imágenes en un CBCT de un acelerador lineal comienza con la aceleración de electrones de alta energía. Al impactar contra un blanco de tungsteno, estos electrones producen rayos X de amplio espectro. A través de un proceso de filtración, se obtiene un haz cónico de rayos X con la energía óptima para la formación de imágenes. Un detector en rotación captura la radiación que atraviesa al paciente, y un ordenador reconstruye esta serie de imágenes desde diferentes ángulos en una imagen tridimensional detallada, a diferencia de una radiografía convencional que produce una imagen plana.

### Índice gamma

El índice Gamma lo utiliza el software *myQA* para comparar diferencias entre distribuciones de dosis de un plan de tratamiento de radioterapia.

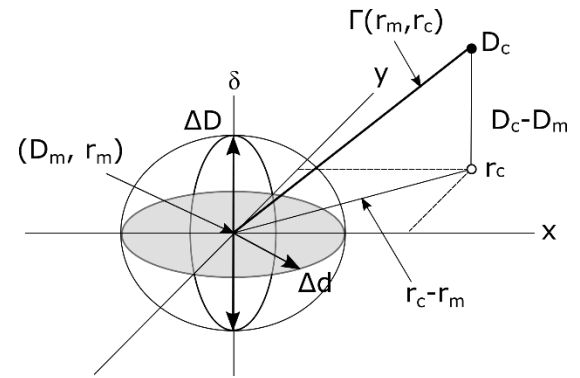


Figura 1. Ilustración del análisis de índice gamma. Adaptado del original de Daniel Low [6]

En la figura 1 podemos observar una representación del análisis de índice Gamma. Donde, en el origen se encuentran los puntos  $(D_m, r_m)$  que son la dosis medida y el punto de distribución de dosis medido. Los ejes  $x$  y  $y$  representan la ubicación espacial de  $r_c$ , el punto de la distribución de dosis calculada. El tercer eje  $\delta$  representa la diferencia entre las dosis medidas y calculadas  $(D_c - D_m)$ . El criterio de Distancia entre isodosis  $\Delta d$  se representa por un disco en el plano  $r_c - r_m$ , con radio igual a  $\Delta d$ . La línea vertical representa la diferencia de dosis, y su longitud es de  $2\Delta d$ , donde  $\Delta d$  representa el criterio de error porcentual de dosis [7]. Estas cantidades se encuentran presentes en la ecuación de la función Gamma:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{(r_c - r_m)^2}{\Delta d^2} + \frac{[D_c(r_c)] - D_m(r_m)]^2}{\Delta D^2}} \quad (1)$$

La función Gamma escoge la superficie del elipsoide para representar el criterio de aceptación, donde la ecuación que define la superficie es la ec. (1) igualada a 1. Entonces el índice gamma en cada punto del plano  $r_c - r_m$  para el punto de medición  $r_m$ , es el mínimo de la función Gamma:

$$\gamma(r_m) = \min_{r_c} \Gamma(r_m, r_c) \quad (2)$$

Para que un punto medido sea aceptado según este criterio se debe cumplir la siguiente condición:

$$\gamma(r_m) \leq 1 \quad (3)$$

En el Instituto Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño” se utiliza un criterio gamma con una tasa

de aprobación con un rango de (95-107) \% para radioterapia 3D conformada.

### Tomografía computarizada

La tomografía computarizada es un método de obtención de imágenes que transforma señales en secciones transversales del cuerpo humano. La calidad de imagen de CT se evalúa por tres características, la resolución espacial, la de contraste bajo y la temporal. La resolución espacial se refiere a la habilidad de un sistema de definir objetos pequeños, mientras que la resolución de contraste bajo describe la habilidad de diferenciar objetos con densidades similares. Asimismo, la resolución temporal es la rapidez de adquisición de datos.

Cada rebanada que procesa la computadora en una CT representa un plano del cuerpo, donde el espesor corresponde al eje Z, el ancho al eje X y la altura es indicada por el eje Y. Considerando los tres planos, el resultado es un cubo denominado vóxel. El vóxel es un píxel de 3 dimensiones, donde el píxel representa el área más pequeña que codifica de forma única un valor específico en una imagen [8]. En la Figura 2 se muestra la diferencia entre un píxel y un vóxel.

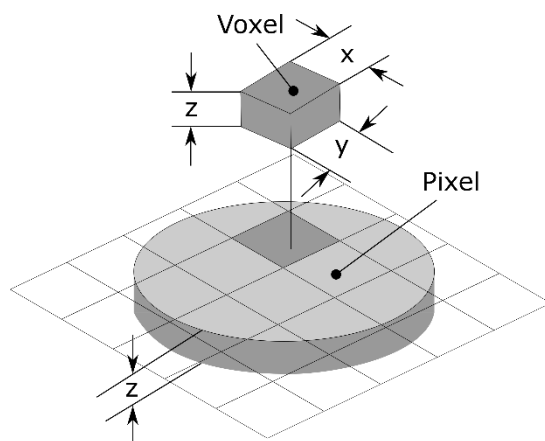


Figura 2. Diferencia entre píxel (2D) y vóxel (3D). Adaptado de Lois Romans [9]

En una tomografía computarizada, el haz de rayos X pasa a través del paciente, dejando una señal que es captada por el detector. La cantidad de fotones de rayos X determina la escala de grises en la imagen, según la escala de *Hounsfield*. La imagen

final es producto de las distribuciones de coeficientes de atenuación lineal. Además, en CT se cuantifica la atenuación del haz de un tejido con las unidades *Hounsfield* (HU). Se utiliza el coeficiente de absorción durante la reconstrucción de CT para producir la imagen en escala de grises.

### Tomografía computarizada de haz cónico

La tomografía computarizada de haz cónico es una técnica de obtención de imágenes tridimensionales, utilizada para el posicionamiento del paciente en cada sesión de radioterapia. El eje de rotación de la fuente y el detector del CBCT está centrado en la Región de Interés (ROI) en el paciente. Durante la rotación se adquieren unos cientos de imágenes en 2D. A dichas imágenes se le conocen como proyecciones.

A este conjunto de proyecciones se le aplican programas de computadora que utilizan algoritmos complejos, como el algoritmo de Feldkamp, Davis y Kress [10], los cuales generan grupos de datos tridimensionales reconstruidos directamente de proyecciones de datos bidimensionales. En la Figura 3 se puede observar cómo se proyecta la imagen de CBCT, donde el objeto está ubicado en el origen, en la región de reconstrucción.  $D$  es la distancia entre la fuente  $O'$  y el centro de rotación  $O$ .  $\beta$  es el ángulo de proyección que va desde el eje  $x$  hasta el eje de la fuente  $O'$ . Y  $p(s, v, \beta)$  son los datos de proyección, donde  $s$  y  $v$  son las coordenadas del detector.

En el algoritmo FDK, los datos pesados convolucionados con filtro  $h(s)$  pueden expresarse en función de los datos de proyección recopilados para el ángulo de proyección  $\beta$ ,  $p(s, v, \beta)$ .

$$\bar{p}(s, v, \beta) = \left( \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2 + v^2}} p(v, s, \beta) \right) h(s) \quad (4)$$

donde  $D/\sqrt{D^2 + s^2 + v^2}$  es el factor de peso.

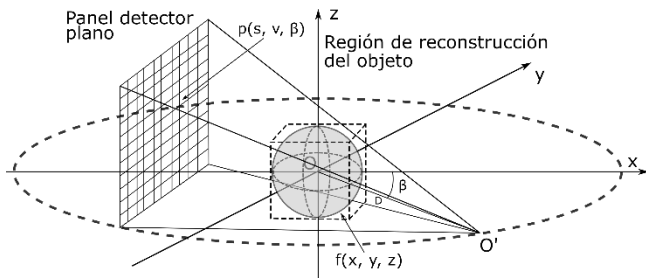


Figura 3. Diagrama esquemático de la proyección de imágenes en CBCT. Adaptado del original de Huy Miao [11]

Finalmente, los datos de proyección previamente pesados para cada ángulo de proyección son proyectados de vuelta y luego se suman en un vóxel reconstruido de coordenadas  $(x, y, x)$ .

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2(x, y, \beta)} \bar{p}(s, v, \beta) d\beta, \quad (5)$$

donde  $U(x, y, \beta) = D + \sin \beta - y \cos \beta$  [11] [12].

## 2. Metodología

### 2.1. Control de calidad de imagen

Se realizó el control de calidad de imagen del sistema XVI del *linac Synergy Elekta* ubicado en el Hospital “Dr. Miguel Pérez Carreño” utilizando el *phantom CIRS* modelo 062M. Primero se realizó una tomografía computarizada del *phantom* (Figura 4.a), para luego obtener la misma imagen en CBCT (Figura 4.b).

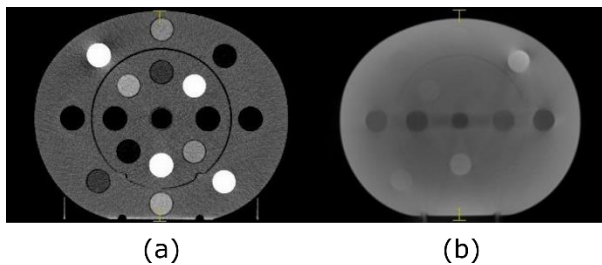


Figura 4. (a) CT del *phantom CIRS* modelo 062M, (b) CBCT del mismo *phantom*

Se empleó el tomógrafo Siemens SOMATOM go.Sim para adquirir una imagen de tomografía computarizada del *phantom CIRS* 062M. Luego, en el *linac Synergy* se obtuvo una imagen de CBCT utilizando el equipo XVI. Se utilizó el método de adquisición “*Pelvis Simulation*”, el cual tiene el ángulo del *gantry* prescrito a 180°, el

colimador de kV en M20, el filtro de kV en F1 y la posición del panel de kV en “Mediano”.

### 2.2. Obtención de la gráfica de planificación

Una vez obtenidas las imágenes de CT y CBCT, se obtuvieron las gráficas de planificación en el TPS Monaco®. Las densidades electrónicas con respecto a las unidades *Hounsfield* son ligeramente diferentes para cada tomógrafo, lo cual interfiere en la forma en que Monaco® realiza los cálculos. En el caso del sistema XVI, este no obtiene imágenes de CBCT de la misma calidad que una CT. Por eso es necesario realizar este tipo de gráficas, para indicarle al TPS Monaco® la relación entre las unidades *Hounsfield* y la densidad electrónica del CBCT, pues el comportamiento de la dosis en las diferentes densidades es distinto.

Las gráficas mostradas en la Figura 5 se construyeron con los datos de unidades *Hounsfield* de cada densidad del *phantom CIRS* 062M, tomados con Monaco®, junto con los valores de densidad electrónica, los cuales están directamente en el *phantom* o en el manual. La densidad electrónica reportada en la tabla se refiere a la densidad electrónica relativa a la del agua.

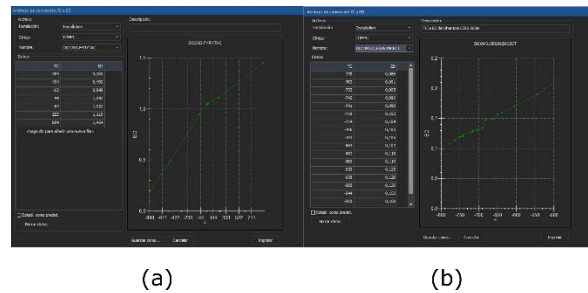


Figura 5. Curva de densidad electrónica vs. unidades *Hounsfield* referente a la (a) CT del *phantom CIRS*, (b) CBCT del *phantom CIRS*

### 2.3. Fusión de imágenes y delineado de órganos

Para este estudio se escogieron diez pacientes con patologías de cabeza y cuello del Hospital Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño”. Primero, se importaron las imágenes de CBCT desde el software del sistema XVI al Monaco®. Una vez realizada la importación, fue posible realizar la fusión de imágenes de CT y CBCT con el TPS Monaco®, y se realizó la adaptación de las

imágenes de CBCT a la tomografía computarizada. En la adaptación, la imagen de CBCT se ajusta a la imagen de CT y Monaco® realiza una adaptación del delineado de órganos realizado por los médicos en la imagen de CT del plan de tratamiento inicial en la nueva imagen de CBCT.

#### 2.4. Replanificación y verificación del control de calidad

Se realizó la replanificación de tratamiento en base a una plantilla de la planificación original, y con ayuda de un físico médico fue posible modificar el campo de tratamiento. Se denota que las replanificaciones de tratamiento se realizaron, en cada caso, con imágenes de CBCT que fueron tomadas al inicio del tratamiento.

Para realizar el control de calidad, primero se escogieron los 5 mejores casos de patología de cabeza y cuello que hayan sido irradiados con energías de fotones de 6 MV. Entonces se empleó el detector *MatriXX Resolution*<sup>TM</sup> de IBA para verificar el control de calidad del nuevo plan de tratamiento de radioterapia.

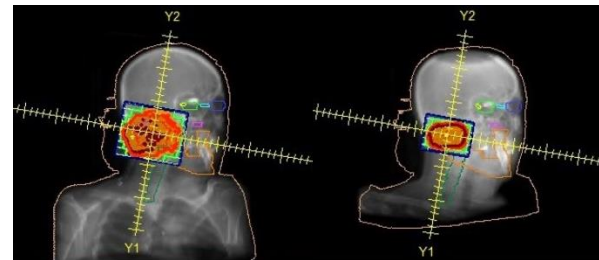
Se posicionó la *MatriXX Resolution*<sup>TM</sup> con el *miniPhantom R* en el campo de tratamiento, en la camilla del acelerador lineal. La *MatriXX* debe conectarse con un cable de red a la laptop con el software de control de calidad *myQA*, donde se realizó la verificación de que la dosis entregada fuera la misma dosis planificada. Se hizo una pre-irradiación y luego se realizaron las mediciones y, a su vez, se grabaron dichas mediciones en el software *myQA*. En dicho programa se compararon las mediciones con los planes de tratamiento, se ajustaron las regiones de interés de los mismos y se calcularon los índices gamma de cada caso.

### 3. Resultados y análisis

#### 3.1. Parótida

Los pacientes con tumores de cabeza y cuello presentan cambios anatómicos a lo largo de su tratamiento, como la pérdida de masa corporal, la regresión y deformación del volumen tumoral macroscópico (GTV) y el desplazamiento medial de las parótidas [13]. Esto evidencia la necesidad

de aplicar radioterapia adaptativa. En la Figura 6 se muestran los campos de tratamiento de la planificación y la replanificación, donde se denota la disminución en el tamaño del campo en la replanificación.

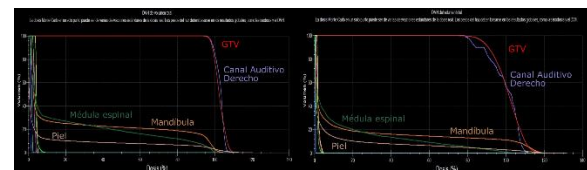


(a)

(b)

Figura 6. Campo de tratamiento de la (a) planificación y la (b) replanificación, caso de parótida

La Figura 7 muestra los histogramas de dosis volumen (DVH) de la planificación (en la Figura 7.a) y de la replanificación (en la Figura 7.b). En ambos histogramas se puede observar que la irradiación del canal auditivo derecho (curva morada) es similar a la curva del GTV de planificación (curva roja).



(a)

(b)

Figura 7. Histogramas de dosis volumen del tratamiento de párotida en la (a) planificación y en la (b) replanificación

Las dosis medias absorbidas por cada tejido fueron proporcionadas por el software Monaco®, y se muestran en la gráfica de la Figura 8.

Según la Sociedad Española de Oncología Radioterápica, la dosis máxima del oído interno es de 60 Gy [14]. Por lo tanto, las dosis entregadas al canal auditivo derecho por la planificación y la replanificación son aceptables, según los valores de dosis media mostrados en la Figura 8. En dicha gráfica se observa que todas las estructuras en la replanificación disminuyeron ligeramente de dosis

media en comparación con la planificación de tratamiento.

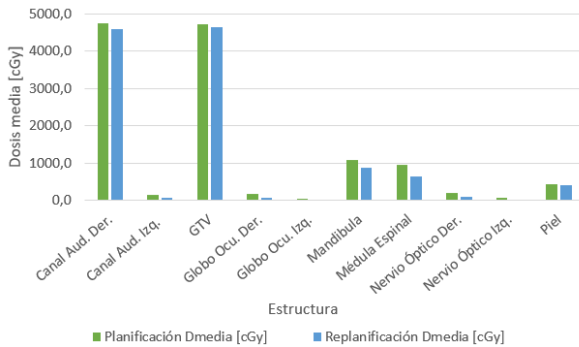


Figura 8. Comparación de dosis media entre el plan de tratamiento y la replanificación del caso de parótida

Es necesario realizar un control de calidad a las replanificaciones de tratamiento realizadas, para verificar que las dosis planificadas sean las mismas entregadas por el acelerador lineal. Esto se realizó con el software *myQA* de *IBA dosimetry*.

En la figura 9 se muestra la interfaz del software *myQA*, donde, en general, la ventana superior izquierda muestra la medición realizada, mientras que la ventana inferior izquierda muestra el plan de tratamiento. En dichas ventanas se muestran curvas de isodosis con colores cálidos como el rojo para denotar la mayor intensidad de radiación, y colores fríos como el azul para menor intensidad de radiación. Por otro lado, la ventana superior derecha muestra un histograma de distribución de dosis, donde el eje  $x$  es la señal y el eje  $y$  es el número de píxeles, al lado derecho del histograma se muestra el resultado del índice gamma (en la parte de “*Verification results*”). Y por último, en la ventana inferior derecha se muestra el resultado gráfico del índice gamma, donde los colores azules representan la uniformidad de la dosis y los colores rojos y anaranjados representan la fluctuación en la dosis en la medición con respecto a la planificación.

Entonces, en la Figura 9 se observa que las ventanas de la izquierda muestran una medición y una replanificación bastante similares, como era de esperarse en este tipo de análisis. El histograma de la ventana superior derecha muestra la cantidad

de recepción de cada uno de los píxeles, en las señales del eje  $x$  donde el número de píxeles es más bajo significa que dicho píxel no recibe dosis, es decir, que está fuera del campo de tratamiento.

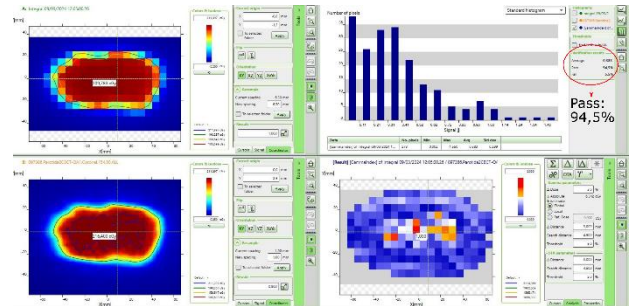


Figura 9. Control de calidad de la replanificación de tratamiento del caso de parótida

En la figura mostrada en la ventana inferior derecha se observa gráficamente el resultado del índice gamma, el cual numéricamente fue de 94,5%, donde se observan muchas secciones de colores azules, mostrando la uniformidad de la dosis, y solo se ven unos cuantos puntos que denotan fluctuaciones de dosis (puntos rojos y naranjas).

Debido al pequeño campo de tratamiento de la replanificación, este plan cumple con el control de calidad del índice gamma, ya que está dentro del rango del criterio de aprobación.

### 3.2. Laringe

Los casos de pacientes con patología de laringe presentan, en general, cambios anatómicos como pérdida de peso [15] durante las sesiones de radioterapia. Por ende, es necesario llevar un control de la anatomía del paciente con imágenes de CBCT durante su tratamiento para poder realizar una replanificación de ser necesaria; todo esto con la finalidad de proteger los órganos a riesgo.

En la Figura 10 se muestran los campos de tratamiento de la planificación y de la replanificación.

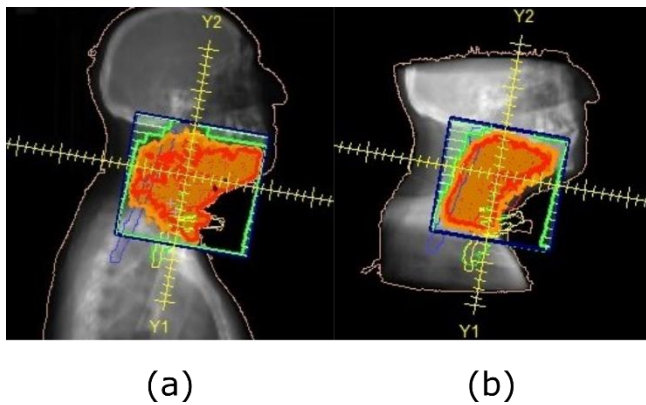


Figura 10. Campo de tratamiento de la (a) planificación y la (b) replanificación, caso de laringe

En los DVH de la Figura 11 se muestran la planificación y la replanificación del caso de laringe. Se puede observar que la curva roja corresponde al GTV y la azul corresponde a la médula espinal. Comparando los DVH de la planificación y la replanificación, se nota que en la replanificación, la curva azul está recibiendo casi el mismo porcentaje de dosis que la curva roja en el 40\% de volumen. Es decir, aumentó el porcentaje de dosis recibido por la médula espinal en la replanificación, ya que en la planificación la curva azul no estaba al mismo nivel que la curva roja. Este comportamiento es entendible debido a que la médula espinal está dentro del campo de tratamiento, por lo que también recibe radiación directamente.

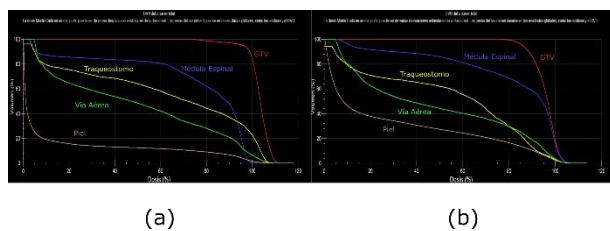


Figura 11. Histogramas de dosis volumen del tratamiento de laringe en (a) planificación y en la (b) replanificación.

En la gráfica de la Figura 12 se observa que, en el GTV, el traqueostomo y la vía aérea hubo una disminución en la dosis media en la replanificación, mientras que en la médula espinal y la piel hubo un aumento de dosis media. Sin embargo, la dosis media de la médula espinal se

encuentra dentro de los límites de 45-50 Gy [14] y el aumento de dosis media en la piel no es considerablemente grande.

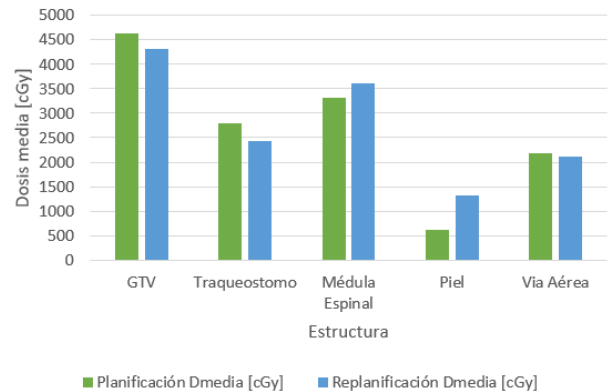


Figura 12. Comparación de dosis media entre el plan de tratamiento y la replanificación del caso de laringe

En la ventana superior izquierda de la Figura 13 se muestra la medición, donde se pueden observar las curvas de isodosis de manera uniforme, con dosis mayores a los lados del campo de tratamiento. No obstante, esa uniformidad se pierde al notar un píxel amarillo que se encuentra casi al centro del campo. Este corresponde a un píxel de la *MatriXX Resolution*<sup>TM</sup> que está defectuoso, lo cual generó problemas al momento de realizar los análisis.

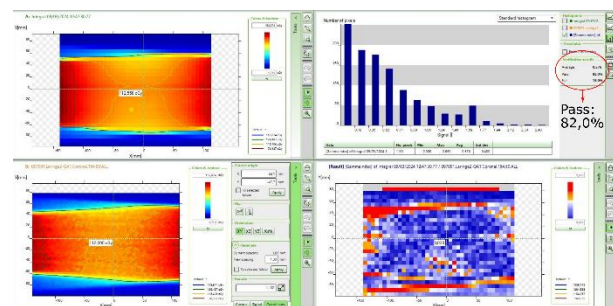


Figura 13. Control de calidad de la replanificación de tratamiento del caso de laringe

En el histograma de la ventana superior derecha se observa un comportamiento decreciente y a un lado, muestra que el índice gamma es de 82,0%. Es decir, no pasó el criterio del índice gamma del (95-107) % y, por ende, no pasó el control de calidad. Esto pudo ser consecuencia del píxel dañado de la *MatriXX Resolution*<sup>TM</sup>. Además de ello, en la ventana inferior derecha la gráfica del

índice gamma nos muestra varias secciones del campo de tratamiento en rojo, por lo que posee una mayor fluctuación de dosis en esos puntos. Esto concuerda con el resultado numérico del índice gamma.

### 3.3. Encéfalo

Los pacientes de encéfalo durante su tratamiento de radioterapia tienen un alto riesgo de desarrollar neuropatías debido a la abundancia de tejidos nerviosos en la región de cabeza y cuello [16]. La radioterapia es uno de los tratamientos más eficaces para tratar tumores de cabeza y cuello, no obstante, incluso con las técnicas actuales es inevitable dañar los órganos sanos de los alrededores del tumor al tratar este tipo de cáncer. Es por ello que es importante dar prioridad a proteger los órganos a riesgo en los tratamientos de radioterapia de encéfalo, para intentar evitar lo mejor posible dichas neuropatías.

En la Figura 14 se muestran los campos de tratamiento de planificación y replanificación del caso de encéfalo. Se resalta que en la replanificación se hizo una exclusión del campo de tratamiento al área del oído.

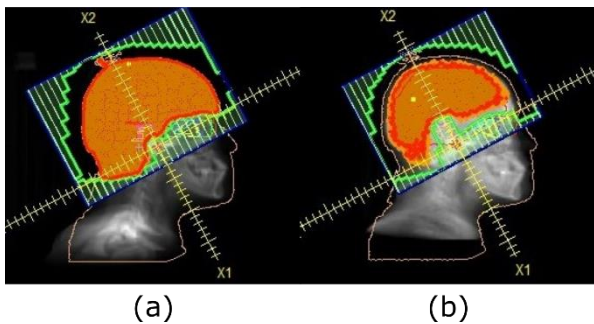


Figura 14. Campo de tratamiento de la (a) planificación y la (b) replanificación, caso de encéfalo

En la figura 15 se muestran los DVH de planificación y la replanificación. Se denota que en el histograma de la planificación no aparece el GTV, ya que al ser un tumor metastásico se irradia el encéfalo completo, y por ello el médico no contorneó esta estructura. En cambio, en el histograma de la replanificación, con ayuda de un físico médico, se contorneó el encéfalo y por ello aparece el GTV como la curva roja.

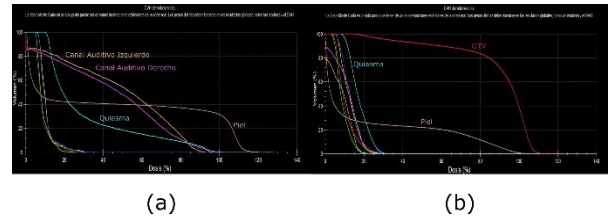


Figura 15. Histogramas de dosis volumen del tratamiento de encéfalo en la (a) planificación y en la (b) replanificación

La exclusión de los canales auditivos en la replanificación genera en la gráfica de la Figura 16 una disminución bastante considerable de la dosis media en estas estructuras. Con respecto a las demás estructuras, se vio un ligero aumento leve de dosis media en los nervios ópticos y en los globos oculares, mientras que el quiasma y la piel se vieron considerablemente menos irradiados en la replanificación.

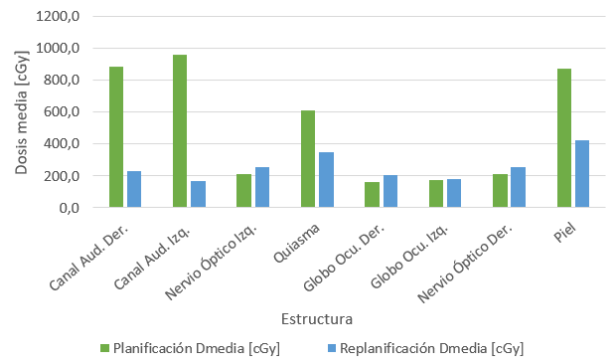


Figura 16. Comparación de dosis media entre el plan de tratamiento y la replanificación del caso de encéfalo

La evaluación de control de calidad para la replanificación del caso 5 de encéfalo se presenta en la Figura 17. Al observar la medición, notamos que el píxel defectuoso de la *MatriXX Resolution*<sup>TM</sup> no se encuentra dentro del campo de tratamiento. Aunado a ello, la medición y la replanificación no parecen ser tan similares como se esperaría en este tipo de análisis, ya que difieren tanto en tamaño como en forma.

El histograma en la esquina superior derecha de la Figura 17 revela que el número de píxeles aumenta y luego disminuye a medida que incrementa la señal en el eje x, excluyendo las señales de 6,00 y

9,33, donde el número de píxeles aumenta nuevamente. Al lado del histograma se muestra el valor del índice gamma de 35,7%, el cual es notablemente bajo.

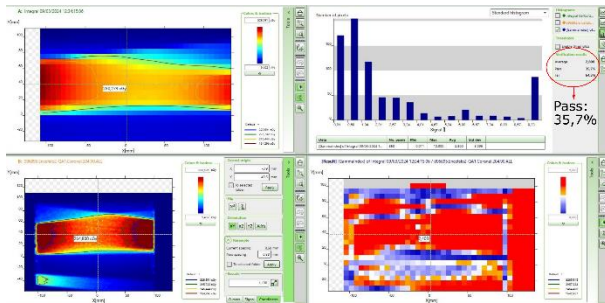


Figura 17. Control de calidad de la replanificación de tratamiento del caso de encéfalo

Además, en la ventana inferior derecha, se representa gráficamente el índice gamma del campo de tratamiento. Aquí, encontramos múltiples regiones de color rojo, indicando fluctuaciones en la dosis en esos puntos específicos. Por otro lado, algunas regiones muestran colores azules y blancos, denotando uniformidad en la dosis. Se denota que la gráfica posee más regiones rojas que azules, coincidiendo con el valor numérico del índice gamma de 35,7%. Desafortunadamente, esta replanificación no superó el control de calidad, ya que el índice gamma no se encuentra dentro del rango esperado del (95-107) %.

La diferencia del caso de encéfalo con el de las otras patologías radica en el gran tamaño de su campo de tratamiento. Al momento de generar el plan QA en Monaco®, el campo de tratamiento del encéfalo era tan grande que no entraba dentro del campo del *miniPhantom R* en su posición original. Es por ello que decidimos optar por agregarle una angulación de aproximadamente unos 90° a los campos de tratamiento. De esa manera, los campos de tratamiento encajaban en el campo del *miniPhantom R*, y se pensó que de esa manera se podría obtener un buen análisis QA. La angulación que se hizo en el QA al final no coincidió con la angulación en el plano de dosis, y por ende se terminaron comparando puntos diferentes, explicando así el valor tan bajo del índice gamma en este caso.

A continuación, se muestra una tabla con los valores de índice gamma obtenidos para las replanificaciones de las patologías mencionadas anteriormente.

Tabla 1. Valores obtenidos de índice gamma en cada replanificación de las patologías de cabeza y cuello estudiadas

Patología	Índice gamma
Parótida	94,5%
Laringe	82,0%
Encéfalo	35,7%

#### 4. Conclusiones

Se implementó la radioterapia adaptativa al sistema de planificación Monaco® tras obtener imágenes de CBCT con el sistema XVI del acelerador lineal *Synergy* de *Elekta*. Estas imágenes se obtuvieron de pacientes de patologías de cabeza y cuello del Hospital Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño”.

Se logró la adaptación de las imágenes de CBCT al software de planificación Monaco® y la realización de la replanificación de tratamientos. Esto fue posible mediante la realización de la curva de calibración para las imágenes de CBCT, la fusión de las imágenes de CT y de CBCT y el delineamiento de los órganos en las imágenes. Sin embargo, es necesario continuar investigando el control de calidad de los planes de tratamiento, ya que solo una de las replanificaciones realizadas alcanzó un índice gamma dentro del rango del (95-107) %.

Aunque la idea de la radioterapia adaptativa se introdujo hace más de 20 años [17], todavía existen aspectos en estudio, como la decisión de proceder a la nueva planificación del tratamiento, el momento óptimo para adaptar el plan, el umbral dosimétrico o anatómico que define la necesidad de adaptación y la identificación de los pacientes que realmente se beneficiarían de esta adaptación. En el Hospital Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño”, la ART permitiría mejorar el tratamiento de radioterapia, en el cual se focalice la dosis en el tumor, evitando que otros órganos se

vean afectados durante el tratamiento, aumentando así la seguridad y fiabilidad de los tratamientos.

## 5. Referencias

- [1] C. K. Glide-Hurst, P. Lee, A. Yock, J. Olsen, M. Cao, F. Siddiqui, W. Parker, A. Doemer, Y. Rong, A. Kishan et al., “Adaptive radiation therapy (ART) strategies and technical considerations: a state of the art review from NRG oncology,” *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 109, no. 4, pp. 1054–1075, 2021.
- [2] S. Saati, F. Kaveh, and S. Yarmohammadi, “Comparison of cone beam computed tomography and multi slice computed tomography image quality of human dried mandible using 10 anatomical landmarks,” *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, vol. 11, no. 2, p. ZC13, 2017.
- [3] D. Cañas, “Estudio de la viabilidad de las imágenes de CBCT para planeación de tratamientos,” Master’s thesis, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia, 2020.
- [4] Richter, Q. Hu, D. Steglich, K. Baier, J. Wilbert, M. Guckenberger, and M. Flentje, “Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation,” *Radiation Oncology*, vol. 3, no. 1, pp. 1–13, 2008.
- [5] S. Yoo and F. Yin, “Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning,” *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 66, no. 5, pp. 1553–1561, 2006.
- [6] D. Low, W. Harms, S. Mutic, and J. Purdy, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,” *Medical Physics*, vol. 25, no. 5, pp. 656–661, 1998.
- [7] E. Solari, “Implementación de técnicas de control de calidad de IMRF paciente-específico.” Master’s thesis, Universidad Nacional de Cuyo, 2016.
- [8] D. Dance, S. Christofides, A. Maidment, I. McLean, and K. Ng, “Diagnostic radiology physics,” *International Atomic Energy Agency*, vol. 299, 2014.
- [9] L. Romans, *Computed tomography for technologists: exam review*. Lippincott Williams & Wilkins, 2018.
- [10] W. Scarfe and C. Angelopoulos, *Maxillofacial cone beam computed tomography: principles, techniques and clinical applications*. Springer, 2018.
- [11] H. Miao, H. Zhao, F. Gao, and S. Gong, “Implementation of fdk reconstruction algorithm in cone-beam ct based on the 3d shepp-logan model,” in 2009 2nd international conference on biomedical engineering and informatics. IEEE, 2009, pp. 1–5.
- [12] K. Srinivasan, M. Mohammadi, and J. Shepherd, “Applications of linac-mounted kilovoltage cone-beam computed tomography in modern radiation therapy: A review,” *Polish Journal of Radiology*, vol. 79, p. 181, 2014.
- [13] R. García-Mollá, P. Sánchez, J. Bonaque, M. A. Carrasco, and F. Lliso, “Implementación y uso clínico de la radioterapia adaptativa. Informe del grupo de trabajo de radioterapia adaptativa de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM),” *Revista de Física Médica*, vol. 22, no. 1, pp. 123–66, 2021.
- [14] S. E. de Oncología Radioterápica, *Volúmenes Blanco en Radioterapia Conformada 3D*. Visto Bueno Equipo Creativo, S.L., 2010.
- [15] D. Noble, P. Yeap, S. Seah, K. Harrison, L. Shelley, M. Romanchikova, A. Bates, Y. Zheng, G. Barnett, R. Benson et al., “Anatomical change during radiotherapy for head and neck cancer, and its effect on delivered dose to the spinal cord,” *Radiotherapy and oncology*, vol. 130, pp. 32–38, 2019.
- [16] P. Azzam, M. Mroueh, M. Francis, A. Abou Daher, and Y. Zeidan, “Radiation-induced neuropathies in head and neck cancer: prevention and treatment modalities,” *Ecancermedicalscience*, vol. 14, 2020.
- [17] D. Yan, F. Vicini, J. Wong, and A. Martinez, “Adaptive radiation therapy,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 42, no. 1, p. 123, 1997.