

# Desarrollo de un protocolo de control de calidad para el sistema de imagen Brainlab Exactrac

Development of a quality control protocol for the Brainlab Exactrac imaging system

Giuliana Marisol Reyes Chambergó<sup>1\*</sup>, Jorge Isaac Rojas Campos<sup>2</sup>

Maestría en Física Médica, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Universidad Nacional de Costa Rica. San José, Costa Rica. CP. 86-3000.

<sup>1</sup>Tel. (+506) 22627332. [giumareyes@gmail.com](mailto:giumareyes@gmail.com)

<sup>2</sup>Tel. (+506) 22627332. [jirojas@proxcr.com](mailto:jirojas@proxcr.com)

\*Autor de correspondencia

## Resumen

El objetivo del trabajo fue implementar pruebas para el control de calidad del sistema Exactrac, las cuales tienen en cuenta la verificación y corrección del posicionamiento mediante la calibración del isocentro, permitiendo que Exactrac identifique la alineación geométrica del acelerador con respecto a las cámaras infrarrojas; además, empleando un fantoma con esferas insertadas, se podrá analizar la precisión para detectarlas. El informe del grupo del trabajo TG 75 recomienda medir la calidad del haz y la dosis de imagen para el sistema de imagen plana de kilovoltage (KV). Los resultados de la desviación del isocentro y la calibración de rayos X fueron  $\leq 1.0$  mm. La diferencia del kilovoltaje de los tubos de rayos X fue 2.5%. La dosis para la técnica de cráneo superior fue 0.326 mGy, en conformidad con la dosis reportada en AAPM TG 75, y 0.335 mGy para la técnica cráneo/espina cervical.

**Palabras clave:** Radioterapia guiada por imágenes (IGRT); Brainlab Exactrac; control de calidad.

## Abstract

The objective was to implement tests for the quality control of the Exactrac system, which consider the verification and correction of the positioning through the calibration of the isocenter, allowing Exactrac to identify the geometric alignment of the accelerator with respect to the infrared cameras; in addition, using a phantom with spheres inserted will enable the analysis of the accuracy to detect them. The task group TG 75 recommends to measure beam quality and imaging dose for the kilovoltage (KV) planar imaging system. The results of the isocenter deviation and X-ray calibration were  $\leq 1.0$  mm. The difference in the kilovoltage of the X-ray tubes was 2.5%. The dose for the upper skull technique was 0.326 mGy, in accordance with the dose reported in AAPM TG 75, and 0.335 mGy for skull/cervical spine protocols.

**Keywords:** Image guided radiotherapy (IGRT); Brainlab Exactrac; quality control.

Recibido: 14 de marzo de 2024

Aceptado: 23 de julio de 2024

Publicado: 30 de octubre de 2024

**Cómo citar:** Reyes Chambergó, G. M., & Rojas Campos, J. I. (2024). Desarrollo de un protocolo de control de calidad para el sistema de imagen Brainlab Exactrac. *Acta Universitaria* 34, e4167. doi: <http://doi.org/10.15174/au.2024.4167>

## Introducción

La radioterapia utiliza la radiación ionizante con fines curativos o paliativos para controlar, en lo posible, el crecimiento de las células tumorales, logrando una mayor conformidad de la dosis en el tejido blanco, lo que aumenta la necesidad de asegurar la localización exacta de la zona a irradiar antes y/o durante cada fracción de tratamiento (Luh *et al.*, 2020).

Con la radioterapia guiada por imágenes (IGRT, por sus siglas en inglés) disminuimos la incertidumbre en el posicionamiento geométrico que puede ocurrir entre la planificación y la entrega del tratamiento, ya sea por el movimiento entre o durante las fracciones. Esto ocurre mediante la localización del volumen tumoral y la obtención de imágenes planas y volumétricas, que son utilizadas para reducir márgenes en el volumen blanco de planificación (PTV, por sus siglas en inglés) y que ayudan a mejorar el control tumoral, además de que permiten evaluar los cambios anatómicos que sufre el paciente durante todo el tratamiento.

La mejora en la precisión del posicionamiento del paciente es importante en la implementación de técnicas de alta precisión, en las que se utilizan arcos isocéntricos no coplanares, con dosis altas o de sesiones únicas. Para ello, el sistema Exactrac permite obtener imágenes que ayudan en la identificación del volumen objetivo, disminuyendo la toxicidad en el volumen irradiado (Stanley *et al.*, 2014). Se debe tener claro que la IGRT no es una técnica o modalidad de tratamiento, es una herramienta que va a permitir controlar la calidad de los tratamientos (Sociedad Española de Física Médica [SEFM], 2013).

Actualmente, el Centro Médico de Radioterapia Siglo XXI cuenta con el acelerador lineal Trilogy, Varian, que se encuentra equipado con un sistema de imágenes portales (EPID, por sus siglas en inglés) y un sistema tomografía computarizada de haz cónico-Kilovoltaje (KV-CBCT, por sus siglas en inglés), los cuales han logrado grandes mejoras en la administración del tratamiento. El sistema de imagen Brainlab Exactrac X-Ray 6D ha llegado a reducir la dificultad de obtener imágenes durante la sesión de tratamiento. Exactrac ofrece una precisión submilimétrica y brinda información de las estructuras óseas o de los tejidos blandos al estar basado en rayos X, que pueden ser capaz de detectar movimientos intrafracción del tumor durante la irradiación del paciente y que es independiente del ángulo del gantry o de la camilla (Huang *et al.*, 2018).

El isocentro está definido como un punto en el espacio que representa la intersección de los ejes de rotación del gantry, el colimador y la camilla de tratamiento (Meilij *et al.*, 2022). Para la implementación de IGRT, la coincidencia del isocentro de imágenes con el isocentro de tratamiento de radiación es una parte fundamental, porque determina la posición del isocentro para todos los cálculos del sistema, ya que todas las distancias están referidas a este punto. La incorrecta calibración del isocentro conllevaría a una colocación errónea del paciente. Cuando se realiza la calibración del isocentro, el sistema de imagen Exactrac reconoce la alineación geométrica del acelerador lineal con relación a las cámaras de infrarrojo, y junto con la calibración del sistema de rayos X permitirá la colocación del paciente para el tratamiento con alta precisión (SEFM, 2013). Debido a que en la práctica clínica esta coincidencia de isocentros se puede ver afectada por el flujo de trabajo, la alineación del objetivo (generalmente basado en *software* y movimientos de la camilla) puede ocasionar errores de posicionamiento entre la planificación y la administración de la dosis, puesto que se encuentran asociados con sistemas mecánicos diferentes (sistema de imagen Exactrac y acelerador lineal). Por lo tanto, forman una parte importante en las pruebas propuestas para el control de calidad. Sin embargo, estas pruebas no reproducen el flujo de trabajo clínico, por lo que se propone realizar una prueba de principio a fin que permita verificar la alineación final del volumen a irradiar con el isocentro del tratamiento de radiación (basada en imágenes). Esta prueba permite evaluar el proceso clínico de IGRT, iniciando con la tomografía computarizada (CT), la ubicación del isocentro en el sistema de planificación y la transferencia de coordenadas de la CT al acelerador lineal, movimiento de la camilla, colimación del haz y coincidencia del isocentro de imágenes con el isocentro de radiación (Huang *et al.*, 2018).

Además, el sistema Exactrac permite realizar tratamientos de radiocirugía estereotáxica craneal y extracraneal. La prueba del objetivo oculto evalúa la precisión de este tipo de tratamientos, en donde la coincidencia de los isocentros de imágenes y de radiación es fundamental. En esta prueba se utiliza un maniquí de cabeza con esferas metálicas internas que simulan posibles lesiones y que finalmente hace posible analizar la precisión para detectar las esferas (Da Silva *et al.*, 2022).

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, por sus siglas en inglés), en el reporte del grupo de trabajo TG 75, recomienda medir anualmente la calidad del haz y la dosis de imagen para el sistema de imagen plana de kilovoltage (KV). Además, en este reporte se muestran los datos de dosis para dos técnicas específicas del cuerpo cráneo/columna vertebral y columna toraco/lumbar; sin embargo, no se describe la metodología utilizada para la medición (Iftimia & Halvorsen, 2017; Murphy *et al.*, 2007).

El sistema de imágenes Brainlab Exactrac X-Ray 6D tiene especificaciones particulares para tener en cuenta en el comisionamiento y pruebas de aceptación. Las pruebas realizadas van a establecer una "línea de base" para las futuras mediciones, basándonos en las recomendaciones de AAPM TG 142, de TG 75 y del fabricante, que serán necesarias para el control de calidad y serán tomadas a partir de los resultados obtenidos, con los que se evaluará la solidez y se establecerá la frecuencia y tolerancia de cada prueba a realizar en el control de calidad.

## Materiales y métodos

### Pruebas para el control de calidad del sistema de imagen Exactrac

Brainlab cuenta con tres subsistemas diferentes. El primero es un sistema de posicionamiento óptico basado en infrarrojo (IR) que incluye dos cámaras IR, esferas infrarrojas reflectantes que son colocadas en la superficie del paciente. Las cámaras se encuentran pre-calibradas y tienen una resolución de detección de 0.3 mm alrededor del isocentro (Wang *et al.*, 2001). El segundo es un sistema de imágenes radiográficas de rayos X-KV que consta de dos detectores planos de rayos X de silicio amorfo (aSI) instalados en el techo, uno a cada lado de la mesa de tratamiento. Y el tercero consiste en dos tubos de rayos X, los cuales están colocados en ángulos oblicuos (45° desde el plano sagital medio del acelerador) y ubicados a una distancia de la fuente-isocentro de 2.2 m y fuente-detector de 3.4 m, y que en conjunto son utilizados para verificar y reajustar el posicionamiento del paciente de acuerdo con la anatomía interna o los fiduciales implantados (Brainlab AG Germany, 2019). La Figura 1 muestra el sistema de imágenes Exactrac y sus componentes.

Teniendo en cuenta las recomendaciones del TG 142, las del TG 75 y las del fabricante, se decidió incluir las siguientes pruebas geométricas: calibración del isocentro, calibración del módulo de rayos X y calibración según el isocentro de radiación, como parte del control mensual. Para verificar que el procedimiento y el buen funcionamiento de todos los equipos y sistemas que intervienen en la planificación del tratamiento son ejecutados correctamente, se consideró realizar la "prueba de principio a fin" (*End to End*) con una frecuencia anual. Además, se incluyó la "prueba del objetivo oculto" (HTT, por sus siglas en inglés) semestralmente, con el fin de verificar el posicionamiento del paciente con la información anatómica brindada a través de las imágenes adquiridas con Exactrac durante el tratamiento en diversas angulaciones de la camilla.

Además, para el control de calidad de los componentes de imágenes del sistema Exactrac (tubos de rayos X), se han incluido pruebas de dosis y KV que garanticen la calidad y estabilidad temporal de estos parámetros, y así establecer valores de referencia específicos de la institución.



**Figura 1.** Sistema de radioterapia guiada por imagen Brainlab Exactrac X-ray 6D del Centro de Radioterapia Siglo XXI, que se compone de dos tubos de rayos X y dos detectores de panel plano.  
Fuente: Elaboración propia.

## Calibración del isocentro

El maniquí Exactrac utilizado para la calibración del isocentro cuenta con cinco marcadores infrarrojos ubicados en la parte superior con una geometría asimétrica, como lo muestra la Figura 2. La calibración del isocentro influye en la precisión del posicionamiento de rayos X e infrarrojos, la cual define el isocentro de Exactrac, por lo que los láseres del bunker deben estar alineados con el isocentro del acelerador lineal. Un error en la alineación del láser reducirá la precisión de posicionamiento del paciente en Exactrac.

Para posicionar correctamente el maniquí se utilizaron rayos X KV. El maniquí se posiciona en el isocentro del LINAC y se adquieren dos imágenes de rayos X del cubo donde finalmente el *software* del sistema muestra los valores para el posicionamiento correcto del maniquí en el isocentro.

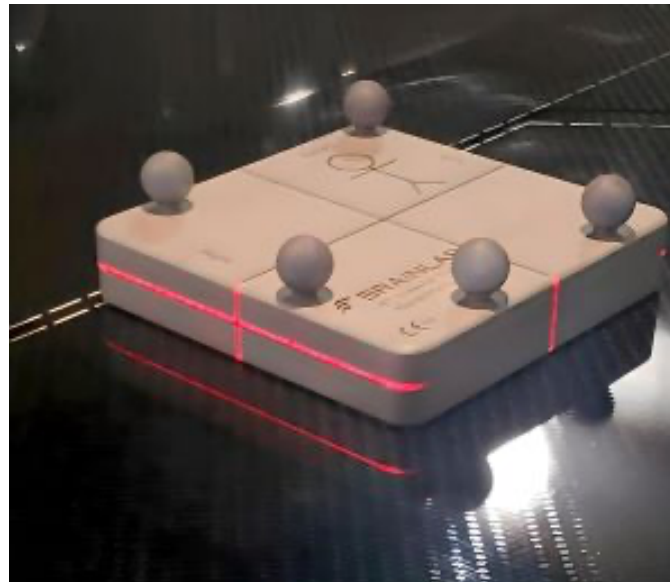


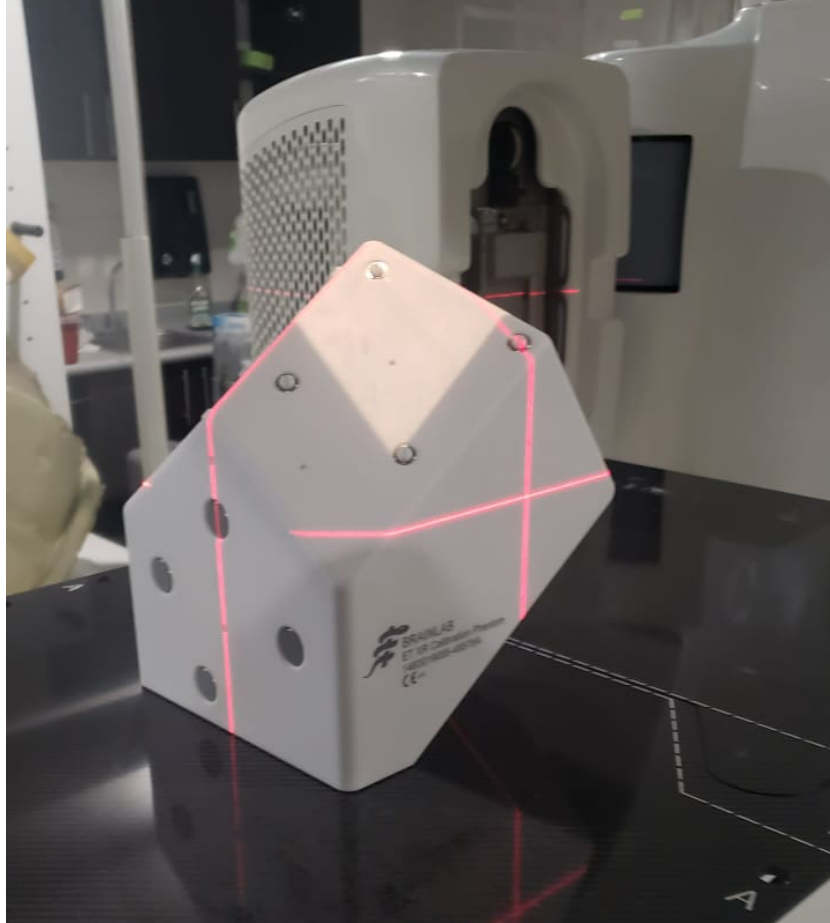
Figura 2. Maniquí Exactrac utilizado para calibración del isocentro.  
Fuente: Elaboración propia.

## Calibración de rayos X

La Figura 3 muestra el maniquí para realizar la calibración del módulo de rayos X, que cuenta con ocho marcadores planos reflectantes ubicados en forma asimétrica en las dos caras superiores perpendiculares al eje de los tubos de rayos X.

La calibración de rayos X determina los parámetros de proyección de los dos detectores de rayos X y registra la correlación entre ambos, así como la alineación con el isocentro del acelerador lineal, lo que garantiza una corrección y una verificación de rayos X precisas del posicionamiento del paciente (Brainlab AG Germany, 2019).

En esta prueba se coloca el maniquí Exactrac sobre la camilla y se realizan los desplazamientos correspondientes a la del isocentro; además, se deben visualizar los marcadores reflectantes del maniquí de rayos X en ambas cámaras. Una vez que todos los ángulos hayan alcanzado la configuración OK, se debe alcanzar la posición de referencia y, por último, se verifica que las cruces naranjas en las imágenes adquiridas por los tubos de rayos X se encuentren centradas dentro de los ocho círculos amarillos.



**Figura 3.** Maniquí Exactrac utilizado para calibración del módulo de rayos X, ubicado en la camilla del acelerador lineal.  
Fuente: Elaboración propia.

### Verificación de la posición del isocentro

Para garantizar la precisión del isocentro del acelerador lineal y el de Exactrac, se debe realizar la prueba de Winston-Lutz. Para ello, se coloca el puntero y se hace coincidir con los láseres de la habitación, como se muestra en la Figura 4, Finalmente, se obtienen las imágenes radiográficas para cada tubo de rayos X.

En la Figura 5 se aprecia la esfera de la imagen adquirida, que está representada por una cruz de color verde, y el isocentro de la calibración de rayos X se identifica por una cruz de color azul. La desviación entre estas debe ser inferior a 0.7 mm; si la diferencia es superior a este valor, se deberá calibrar el sistema.



Figura 4. Posicionamiento con el láser de la sala para realizar la prueba de Winston Lutz.  
Fuente: Elaboración propia.

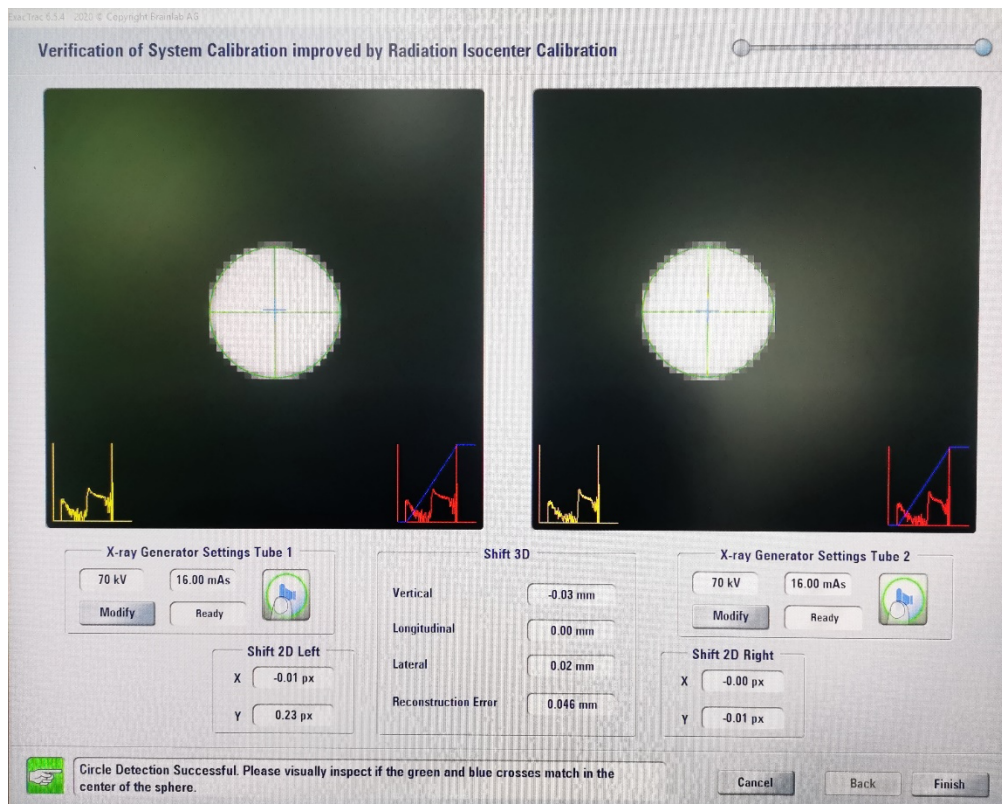


Figura 5. Herramienta para evaluar la precisión del isocentro, en donde la esfera de la imagen adquirida está representada por una cruz de color verde, y el isocentro de la calibración de rayos X se identifica por una cruz de color azul.  
Fuente: Elaboración propia.

## Prueba de objetivo oculto

Para determinar la precisión total del sistema en el proceso de posicionamiento del paciente (CT, Sistema de Planificación de Tratamiento, Exactrac y acelerador lineal), se realizó la prueba de objetivo oculto (HTT) y se utilizaron un maniquí de cabeza antropomórfico con dos bolas de tungsteno de 5 mm insertados como objetivos ocultos y un maniquí de pelvis (Brainlab AG Germany, 2019) con marcadores infrarrojos internos y externos. Las Figura 6 y 7 muestran los maniqués utilizados para esta prueba.

El maniquí de cabeza fue sujetado con una máscara termoplástica Brainlab y ubicado sobre un reposacabezas radiotransparente; además, se colocó un marcador corporal para CT en la punta de la nariz, y sobre una cinta se marcaron cuidadosamente las líneas del láser del CT. Para la simulación se utilizó un tomógrafo General Electric, RT 16 Slice: espesor de corte 1.25 mm, matriz de 512 x 512 y campo de visión de 35 cm para el maniquí de cabeza, y espesor de corte 2.5 mm, matriz de 512 x 512 y campo de visión de 38 cm para el maniquí pélvico.

La planificación del tratamiento se realizó con ECLIPSE (VARIAN versión 15.0). El plan para el maniquí de cráneo contenía cinco arcos no coplanares en angulaciones de camilla de 0°, 30°, 50°, 270° y 320°, cuyo isocentro fue ubicado en uno de los insertos radiopacos ubicado en la región frontal derecha. Para el maniquí de pelvis se colocaron seis marcadores infrarrojos, el plan contenía dos arcos, ambos con angulación de camilla en 0°, y el isocentro fue ubicado en el centro del pubis colocando un marcador de plomo para mejorar la precisión y la visualización.

Para conseguir la precisión de la localización, cada uno de los maniqués fue reposicionado tres veces en el isocentro del equipo. Para el maniquí de cráneo se realizaron tres repeticiones para cada una de las angulaciones de camilla, resultando un total de 45 mediciones. La Figura 8 muestra las correcciones en el posicionamiento del maniquí de cráneo. Y para el maniquí pélvico se realizaron tres repeticiones para cada uno de los arcos, dando como resultado 18 mediciones.

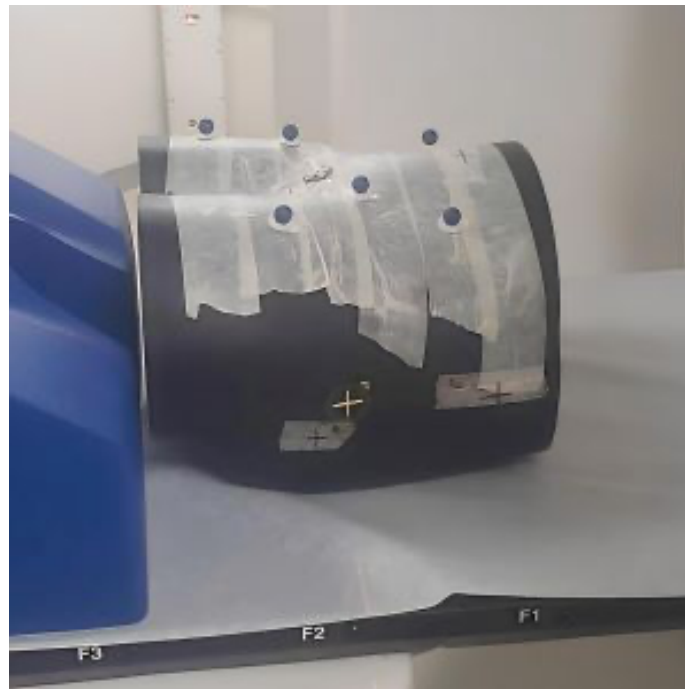


Figura 6. Maniquí pélvico con los marcadores infrarrojos externos.  
Fuente: Elaboración propia.



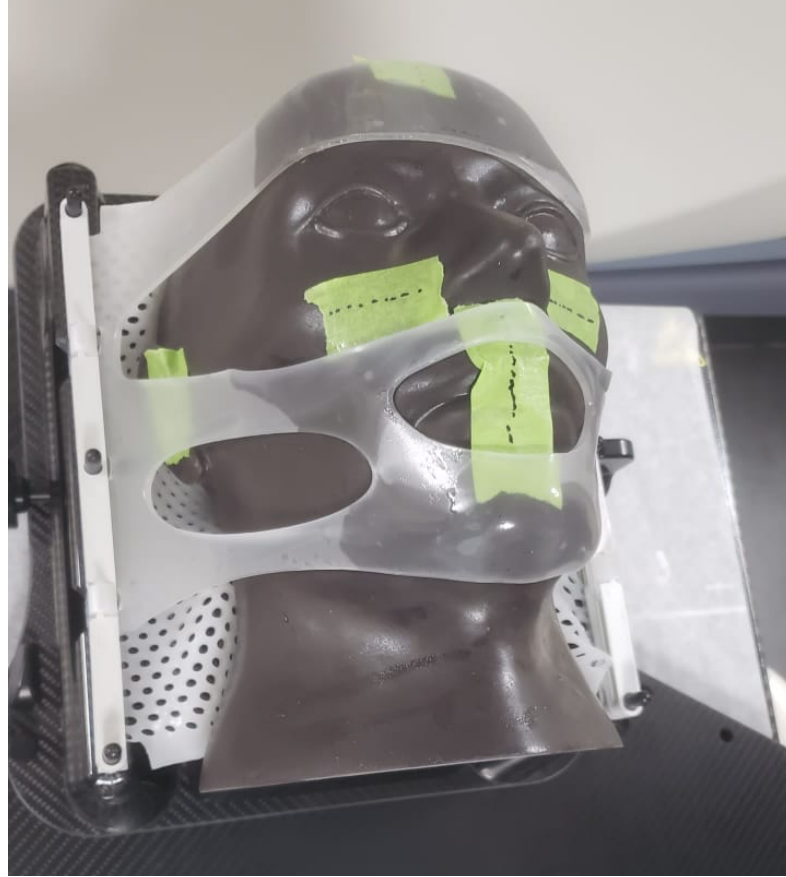


Figura 7. Maniquí de cráneo posicionado con la máscara Brainlab.  
Fuente: Elaboración propia.



Figura 8. Imágenes DRR del maniquí de cráneo indicando el posicionamiento y las correcciones finales.  
Fuente: Elaboración propia.

## Prueba Principio-Fin

Finalmente, para reforzar nuestro control de calidad del sistema de imágenes Exactrac y verificar la exactitud de la dosis que recibe el blanco, el posicionamiento del maniquí en el isocentro y de todos los equipos y *software* que están implicados en la planificación de tratamiento, se obtuvieron mediciones dosimétricas con el maniquí de cráneo Aktina, insertando una micro-cámara de ionización marca Exradin A26. Se realizaron dos planes con cuatro arcos cada uno. La primera planificación se llevó a cabo con angulaciones de camilla de 340°, 305°, 20° y 55°, mientras que la segunda planificación se hizo con angulaciones de 0°, 315°, 90°, 45°; ambos se realizaron con tamaño de campo 5 cm x 5 cm. La dosis entregada fue de 8 Gy en el isocentro.

## Dosis y KVp

La dosis por imagen debido al sistema de imágenes radiográficas Exactrac y el KVp han sido medidos utilizando el detector Raysafe X2 R/F, el cual cuenta con un inserto que sirve de sostén y, con ayuda de los láseres, puede ser reproducible. El posicionamiento del detector se muestra en la Figura 9.

Los datos obtenidos fueron almacenados en el equipo Base Unit del RaySafe X2, y las técnicas de imágenes generadas por los tubos de rayos X que fueron examinados son los siguientes: cráneo medio (80 kv, 6.3 mAs), cabeza y cuello medio (100 KV, 6.3 mAs), pelvis medio (120 KV, 25 mAs), tórax superior (140 KV, 25 mAs).

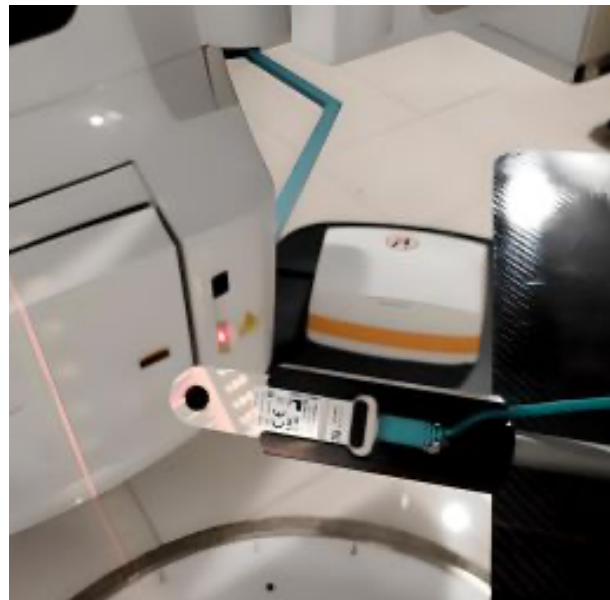


Figura 9. Imagen que muestra la ubicación del detector Raysafe X2 R/F.  
Fuente: Elaboración propia.

## Frecuencias y tolerancias

En la Tabla 4 se muestra el resumen de las pruebas realizadas en el presente trabajo, que corresponden a las pruebas de aceptación y estado de referencia bajo las condiciones de irradiación que han sido mencionadas en cada una de las pruebas, con una frecuencia y tolerancias para el sistema de imágenes Exactrac basados en TG 42.

La frecuencia de las pruebas realizadas se ven afectadas por el tipo de tratamiento que se administra en el LINAC, por lo que se considera que las pruebas diarias deben incluir parámetros que pueden afectar la dosis al paciente. Las pruebas mensuales incluyen aquellas que tienen una menor probabilidad de variación durante un mes, y las pruebas anuales son un subconjunto de las pruebas realizadas durante las pruebas de aceptación (Klein *et al.*, 2009).

Se ha propuesto las tolerancias para la prueba principio-fin como la desviación estándar porcentual, calculada a partir de la desviación estándar relativa, donde el resultado fue de  $\pm 0.63\%$ .

Del mismo modo, se ha calculado la tolerancia para la prueba del objetivo oculto con la desviación estándar, realizada para el plan de próstata y de cráneo en cada una de las angulaciones del gantry, y se ha obtenido el valor medio de estos resultados, los cuales se pueden observar en la Tabla 1.

## Resultados

Las pruebas realizadas para el control de calidad del sistema de imagen Exactrac han servido para establecer parámetros de referencia contra los cuales se compararán en los posteriores controles de calidad a realizar en la clínica.

La desviación del isocentro fue de -0.01 en la dirección lateral, -0.05 en la dirección vertical y 0.04 en la dirección longitudinal. Para la prueba de calibración de rayos X, los valores obtenidos fueron: en la posición vertical +0.03 mm, en la posición longitudinal -0.01 mm y en la posición lateral -0.1 mm, ambas pruebas estuvieron dentro de la tolerancia establecida por el fabricante ( $\leq 1.0$  mm).

En la verificación de la posición del isocentro, los valores obtenidos fueron: en la dirección vertical -0.03 mm, en la dirección longitudinal 0.0 mm y en la dirección lateral 0.02 mm.

La prueba de principio-fin validó la dosis planificada dentro del 3% en el isocentro, y la Tabla 2 muestra la diferencia de la dosis en el isocentro, que fue obtenida con la cámara de ionización, siendo de 1.18% y 1.71% para el plan 1 y plan 2, respectivamente.

En la Tabla 3 se muestran los resultados de las pruebas dosimétricas para ambos tubos de rayos X, derecho e izquierdo, y se observa que la diferencia de los valores entre ambos tubos se encuentra en 2.5% con respecto a los valores de KVp proporcionados según el protocolo anatómico utilizado. Así mismo, los valores de dosis mostrados en la Tabla 3 se encuentran en un rango de 0.172 mGy (cráneo medio) a 1.342 mGy (tórax superior). Además, la dosis total medida para la técnica de cráneo superior (0.326 mGy) tuvo una concordancia con el valor de dosis del protocolo cráneo/espina cervical (0.335 mGy), que está dado en el reporte AAPM TG 75.

Tabla 1. Prueba del objetivo oculto en el maniquí Brainlab de pelvis y cráneo.

Valor medio	Desplazamientos [mm]			Angulaciones [°]			Tolerancia de los desplazamientos	Tolerancia de las angulaciones
	Lat. [mm]	Long. [mm]	Vert. [mm]	Lat. [°]	Long. [°]	Vert. [°]	[mm]	[°]
Plan Próstata Camilla 0°	0.10	0.15	-0.06	0.00	0.00	0.10	0.11	0.06
Plan Cráneo Camilla 0°	0.2	0.3	-0.3	-0.2	0.5	0.2	0.30	0.33
Plan Cráneo Camilla 30°	0.2	-0.4	-0.2	0.3	-0.4	-0.3	0.31	0.37
Plan Cráneo Camilla 50°	0.1	-0.2	-0.2	0.1	-0.1	0.4	0.16	0.22
Plan Cráneo Camilla 270°	-0.1	0.0	0.0	0.2	0.2	0.3	0.04	0.05
Plan Cráneo Camilla 320°	0.2	-0.2	0.2	0.2	0.3	0.1	0.27	0.07

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 2. Tratamientos hipofraccionados de cráneo con dosis recibida en el isocentro del PTV.

Plan 1	Dosis Medida (Gy)	Dosis planificada (Gy)	Error	Tolerancia
Arco 1	1.124	1.136		
Arco 2	5.370	5.412		
Arco 3	0.997	1.028		
Arco 4	1.293	1.312	-1.18%	
Total (Gy)	8.783	8.888		
Plan 2	Dosis Medida (Gy)	Dosis planificada (Gy)	Error	Tolerancia
Arco 1	4.354	4.416		Desviación respecto al error de $\pm 0.63$
Arco 2	1.519	1.484		
Arco 3	1.559	1.568		
Arco 4	1.305	1.421	-1.71%	
Total (Gy)	8.737	8.889		

Nota. Los resultados muestran la importancia de utilizar Exactrac, ya que la dosis puede ser entregada en el volumen a tratar.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 3. Resultados del KV y dosis del sistema de localización Exactrac utilizando Raysafe X2 R/F.

Protocolo	Técnica KV/mAs	Medida Kilovoltage Tubo 1 (KV)	Diferencia porcentual entre valor nominal y medido (%)	Medida Kilovoltage Tubo 2 (KV)	Diferencia porcentual entre valor nominal y medido (%)	Dosis Total (mGy)
Cráneo superior	100 / 6.3	100.8 $\pm$ 0.4	0.8	101.00 $\pm$ 0.5	1.00	0.326 $\pm$ 0.3
Cráneo medio	80 / 6.3	79.5 $\pm$ 0.5	-0.63	79.70 $\pm$ 0.6	-0.37	0.172 $\pm$ 0.2
Cráneo y cuello medio	100 / 6.3	101.1 $\pm$ 0.5	1.10	100.00 $\pm$ 0.5	0.00	0.236 $\pm$ 0.3
Pelvis medio	120 / 25	121.7 $\pm$ 0.8	1.41	122.5 $\pm$ 0.9	2.0	1.179 $\pm$ 0.6
Tórax Superior	140 / 25	143.5 $\pm$ 0.4	2.50	143.40 $\pm$ 0.4	2.43	1.342 $\pm$ 0.7

Fuente: Elaboración propia.

## Discusión

El sistema de imagen Exactrac nos permite obtener múltiples imágenes para monitorear el objetivo a irradiar, a través de cámaras y marcadores infrarrojos que nos ayudan a precisar la localización de la zona a tratar y así lograr una corrección en línea de la posición del paciente, por lo cual es importante realizar un minucioso control de calidad tanto del sistema de rayos X, para la obtención de las imágenes, como de la coincidencia del isocentro del LINAC -que se encuentra definido por el láser del bunker- y Exactrac.

La prueba del objetivo oculto se realizó para evaluar la exactitud del registro de imágenes 2D/3D en línea de Exactrac, en distintas condiciones de camilla y gantry, teniendo en cuenta la anatomía ósea en las imágenes de rayos X, obteniendo como resultado que el sistema de imágenes Exactrac ayuda en la precisión del posicionamiento de los maniqués utilizados (cráneo y pelvis) y se puede reproducir en las distintas angulaciones de camilla. La mayor desviación obtenida fue de 0.4 mm en la dirección longitudinal, permitiendo observar la solidez y constancia del sistema Exactrac. Al comparar los valores en la precisión de orientación obtenidos utilizando Winston Lutz con la prueba del objetivo oculto para ambos maniqués y la camilla en cero grados, se encontró una diferencia de 0.059 mm, 0.076 mm, y 0.046 mm en dirección lateral, longitudinal y vertical, respectivamente, para el maniqué pélvico; y 0.11 mm, 0.13 mm y -0.16 mm para el maniqué de cráneo. Este resultado es menor a 1 mm, lo que permite lograr una precisión dosimétrica gracias a la precisión en el posicionamiento del paciente, utilizando el sistema de imágenes Exactrac.

Además, se tomaron en cuenta otras fuentes de incertidumbre que afectan la posición del isocentro que incluyen el registro de imágenes en línea, la incoherencia entre las imágenes y el isocentro del LINAC, así como la distorsión geométrica en la TC de planificación (Huang *et al.*, 2018), por lo que se incluyó la prueba de principio-fin para evaluar todo el proceso desde el inicio del flujo de trabajo hasta el final. Las tolerancias promedio calculadas para los desplazamientos y angulaciones en las diferentes direcciones fueron de  $\pm 0.2$  mm.

El kilovoltaje permite controlar la escala de contraste en una imagen radiográfica, y al incrementarse se emite una mayor cantidad de rayos X, lo que genera una mayor energía y penetración del haz. Se realizaron las pruebas de KV y dosis para los protocolos más utilizados en el Centro Médico. En la Tabla 3 se muestran los resultados en porcentaje de los valores de KV medidos para cada tubo y para diferentes técnicas, los cuales se encontraron en un 2.5% superior a los valores preestablecidos de KV. La dosis medida para cráneo superior (0.326 mGy) tuvo una diferencia de 2.6% del valor obtenido en el TG 75 para cráneo/columna vertebral (0.335 mGy), cabe mencionar que no detallan el procedimiento utilizado para los valores que obtuvieron. Con respecto a los valores de dosis y KV, no fueron evaluados en el isocentro, sino en la cara del detector, ya que el objetivo no era valorar la dosis que recibe el paciente debido a la imagen y era prioridad determinar la estabilidad de la dosis y KV del sistema de imagen Exactrac.

## Conclusiones

La radioterapia guiada por imágenes ha permitido evidenciar los errores que pueden existir debido al posicionamiento, además de las variaciones en la anatomía del paciente que ocurren a lo largo del tratamiento.

Actualmente, las técnicas de radioterapia, como la radiocirugía estereotáxica (SRS), permiten aumentar las dosis y utilizan arcos isocéntricos no coplanares, por lo que el sistema Exactrac permite obtener imágenes que pueden corregir el movimiento intra-fracción, lo que demanda un exhaustivo y minucioso control de calidad para garantizar la precisión del sistema en conjunto.

Este trabajo ha permitido desarrollar un protocolo de control de calidad para este sistema de imagen y ha propuesto una línea de base y periodicidad para el establecimiento de un estado de referencia inicial. Así mismo, se establecieron las tolerancias para las pruebas del objetivo oculto y principio-fin, que nos confirman la precisión alcanzada en el posicionamiento y entrega de la dosis final.

Tabla 4. Recomendaciones del Centro Médico de Radioterapia Siglo XXI para el control de calidad del sistema de imagen Exactrac.

Frecuencia	Procedimiento	Tolerancia
	Mecánicas	
Diario	Verificación del isocentro	ok
	Verificación del módulo de rayos X	$\leq 1.0$ mm
	Verificación de la coincidencia del isocentro	$\leq 1.0$ mm
Mensual	Calibración del isocentro	ok
	Calibración del módulo de rayos X	ok
	Calibración de la posición del isocentro	$\leq 0.7$ mm
Trimestral	Prueba del objetivo oculto ( <i>hidden target test</i> )	El promedio de las desviaciones del desplazamiento fue de $\pm 0.2$ mm y el de las angulaciones fue $\pm 0.2^\circ$ .
Semestral	Dosimétricas	
	Prueba principio-fin ( <i>End-to-End test</i> )	Desviación respecto al error de $\pm 0.63\%$
Anual	Calidad de imagen	
	Dosis de imagen	Los valores obtenidos han sido tomados como línea de base para ambos tubos.
	Energía de imagen	

*Nota.* Los resultados de dosis y energía obtenidos pueden ser modificados con el fin de ajustar las tolerancias.  
**Fuente:** Elaboración propia.

## Agradecimientos

Se agradece al Centro Médico de Radioterapia Siglo XXI por permitirnos desarrollar el proyecto de investigación y por facilitarnos el uso de los equipos.

## Conflicto de interés

Los autores declaran que no existen conflictos de interés.

## Referencias

- Brainlab AG Germany. (2019). *Manual del Usuario, Volumen 1/2, Edición 1.2*. Exactrac Versión 6.5.
- Da Silva, V., Reiner, M., Huang, L., Reitz, D., Straub, K., Corradini, S., Niyazi, M., Belka, C., Kurz, C., Landry, G., & Freislederer, P. (2022). Exactrac Dynamic workflow evaluation: combined surface optical/termal imaging and X-ray positioning. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 23(10), 1-16. <https://www.doi.org/10.1002/acm2.13754>.
- Huang, Y., Zhao, B., Kim, J., Wen, N., Chetty, I. J., & Siddiqui, S. (2018). Targeting accuracy at couch kick for a frameless image guided radiosurgery system. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, 5(2), 123-129. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5893453>
- Iftimia, I., & Halvorsen, P. H. (2017). Development of clinically relevant QA procedures for the Brainlab Exactrac imaging system. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 19(3), 108-113. <https://doi.org/10.1002/acm2.12301>
- Klein, E. E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F. F., Simon, W., Dresser, S., Serago, C., Aguirre, A., Ma, L., Arjomandy, B., Liu, C., Sandin, C., & Holmes, T. (2009). Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*, 36(9), 4197-4212. <http://dx.doi.org/10.1118/1.3190392>
- Luh, J., Alburqueque, K., Cheng, C., Ermonian, R., Nabavizadeh, N., Parsai, H., Roeske, J., Weis, S., Wynn, R., Yu, Y., Rosenthal, S., & Hartford, A., (2020). ACR-ASTRO Practice parameter for image-guided radiation therapy (IGRT). *American Journal of Clinical Oncology*, 43(7), 459-468. <https://doi.org/10.1097/COC.0000000000000697>
- Meilij, R., Aon, E., & Valente, M. (2022). Metodología para definir esquemas de irradiación a partir de espacios de fase para simular planificación en radioterapia. *Anales AFA*, 33(2), 48-53. <https://doi.org/10.31527/analesafa.2022.33.2.48>.
- Murphy, M. J., Balter, J., Balter, S., Bencomo, J. A., Das, I. J., Jiang, S. B., Ma, C., Olivera, G. H., Rodebaugh, R. F., Ruchala, K. J., Shirato, J., & Yin, F. F. (2007). The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Medical Physics*, 34(10), 4041-4063. <http://dx.doi.org/10.1118/1.2775667>
- Sociedad Española de Física Medica (SEFM). (2013). *Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT)*. <http://socios.sefm.es/psefm/IGRT-SEFM.pdf>
- Stanley, D. N., Papanikolaou, N., & Gutierrez, A. N. (2014). Development of image quality assurance measures of the Exactrac localization system using commercially available image evaluation software and hardware for image-guided radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 15(6), 81-91. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i6.4877>
- Wang, L. T., Solberg, T. D., Medin, P. M., & Boone, R. (2001). Infrared patient positioning for stereotactic radiosurgery of extracranial tumor. *Computers in Biology and Medicine*, 31(2), 101-111. [https://doi.org/10.1016/s0010-4825\(00\)00026-3](https://doi.org/10.1016/s0010-4825(00)00026-3)