

Juan David Marín Salazar

**CONTROL DE CALIDAD DE RADIOTERAPIA GUIADA POR
SUPERFICIE (SGRT) REALIZADO EN UN HOSPITAL PÚBLICO DE
MEDIANA Y ALTA COMPLEJIDAD DEL SUROCCIDENTE
COLOMBIANO**



Universidad del Valle
Facultad de Ciencias Naturales y Exactas
Departamento de Física (3146)
Santiago de Cali, 2024



**CONTROL DE CALIDAD DE RADIOTERAPIA GUIADA POR
SUPERFICIE (SGRT) REALIZADO EN UN HOSPITAL PÚBLICO DE
MEDIANA Y ALTA COMPLEJIDAD DEL SUROCCIDENTE
COLOMBIANO**

Juan David Marín Salazar

Trabajo de grado como requisito parcial para optar al título de Físico

Director:

Diego Maurico Orejuela, M.Sc FM, EPID, MBA Care Health

Codirectora:

Dr. rer. nat Karem Rodríguez Ramírez

Universidad del Valle

Facultad de Ciencias Naturales y Exactas

Departamento de Física (3146)

Santiago de Cali, 2024

Dedicado a...

*Mí, por soportar, hasta ahora,
la más terrible de las tristezas.*

Agradecimientos

Especialmente, a mis padres y a firulais que estuvieron ahí cuando yo mismo no estuve. Sacrificio, resiliencia, lealtad y cariño, eso era todo, fue suficiente.

Agradezco a mi director de tesis por brindarme su tiempo, conocimiento y orientación en un mundo desconocido para mí. Al hospital Universitario del Valle "Evaristo García" E.S.E. por brindarme un espacio para aprender y crecer. Y a todo el equipo de trabajo del servicio de radioterapia del HUV por su apoyo y calidez humana.

A mi codirectora, por su entusiasmo y colaboración que facilitaron la realización de este proyecto.

Agradezco a quienes conocí en el camino, a los que me olvidaron, a quienes olvidé y más importante, a quienes están.

¡Gracias a todos!

Resumen

La radioterapia guiada por superficie (SGRT) es una técnica de detección de superficies basada en sistemas no invasivos que emplean radiación no ionizante. El gran potencial de esta técnica para reducir la toma de imágenes y su utilidad en el control de movimientos intrafracción, la convierten en una herramienta fundamental para el tratamiento de pacientes sometidos a radioterapia; por tanto, es imprescindible la evaluación del desempeño de la misma. Existen recomendaciones de pruebas generales para realizar el control de calidad de la SGRT por parte de referentes internacionales; sin embargo, estos sistemas son relativamente nuevos en su comercialización y uso, por lo que no se cuenta con suficiente información o guías para el adecuado seguimiento y estandarización de los protocolos de calidad. En este trabajo se caracterizó el control de calidad de la radioterapia guiada por superficie en un hospital público de mediana y alta complejidad mediante simuladores físicos; implementando como guía los reportes TG-147 y TG-302 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM).

Debido a la metodología empleada, el protocolo propuesto logra agrupar las pruebas de reproducibilidad interfacción y de exactitud en la detección de movimientos en condiciones estáticas en conjunto con los procedimientos end-to-end, lo que optimiza el proceso del control de calidad. Los resultados mostraron que el sistema Identify permite detectar desplazamientos a nivel submilimétrico de un área útil para el volumen de trabajo clínico de mínimo 20 cm en cada dirección y sentido traslacional, incluso con oclusión de alguna de las cámaras. La exactitud en la detección de los desplazamientos por parte del Identify fue óptima, presentando diferencias menores a 1 mm y 1° respecto a la CBCT, valores que se encuentran dentro de las tolerancias sugeridas por los referentes internacionales. El sistema Identify demostró tener la capacidad de reproducir el posicionamiento inicial a lo largo de las fracciones de un tratamiento.

A partir de los resultados de las pruebas realizadas y de la organización para la estandarización de los procedimientos, se pudo establecer un control de calidad y un flujo de uso de la SGRT que asegura el posicionamiento del paciente y de la lesión de interés, y la monitorización continua de los movimientos intrafracción.

Palabras claves: Control de calidad, Identify, SGRT, AAPM, protocolo.

Índice

1. Consideraciones preliminares	1
1.1. Definiciones conceptuales	1
1.1.1. Radioterapia	1
1.1.2. Acelerador lineal	1
1.1.3. Radioterapia guiada por imágenes (IGRT)	2
1.1.4. Variaciones interfacción e interfacción	3
1.1.5. GVT, CTV, PTV	4
1.1.6. Radioterapia guiada por superficie (SGRT)	4
1.2. Descripción y justificación del problema	5
1.3. Antecedentes	6
2. Marco teórico	8
2.1. Sistema de SGRT - Identify	8
2.1.1. Dispositivo de radiofrecuencia	9
2.1.2. Cámara de tiempo de vuelo	10
2.1.3. Sistema de cámaras estereoscópicas	10
2.1.4. Limitaciones del sistema Identify	16
2.2. Programa de garantía de calidad	16
2.2.1. Control de calidad del equipo	17
2.2.2. Pruebas para el control de calidad de la SGRT	17
2.2.3. Pruebas de aceptación	17
2.2.4. Pruebas de puesta en funcionamiento	18
2.3. Pregunta de investigación	19
2.4. Objetivos	19
2.4.1. Objetivo general	19
2.4.2. Objetivos específicos	19
3. Metodología	19
3.1. Materiales y equipos	20
3.1.1. Sistema de SGRT	20
3.1.2. Acelerador lineal	20
3.1.3. Escáner de tomografía computarizada	20
3.1.4. Sistema de planeación	20
3.1.5. Sistema de registro	20
3.1.6. Simulador físico	21
3.1.7. Herramientas informáticas	22
3.2. Método	22
3.2.1. Actividades de preparación	22
3.2.2. Ejecución de las pruebas	22
3.2.3. Actividades de registro	23
3.3. Descripción de las pruebas	23
3.3.1. Determinación del campo de visión del sistema Identify (FOV)	23
3.3.2. Curva de estabilidad térmica del sistema Identify	25

3.3.3. Evaluación de la estabilidad intrafracción del sistema Identify	25
3.3.4. Evaluación de la reproducibilidad interfacción en el posicionamiento del sistema Identify	26
3.3.5. Evaluación de la exactitud en la detección de desplazamientos en condiciones estáticas del sistema Identify	28
3.3.6. Evaluación de la estabilidad intrafracción y de la exactitud en el posicionamiento de pacientes con cáncer de mama	31
3.4. Protocolo	31
3.5. Alcance del trabajo	31
4. Resultados y discusión	32
4.1. Pruebas de control de calidad	32
4.1.1. Determinación del campo de visión del sistema (FOV)	32
4.1.2. Estabilidad térmica del sistema	33
4.1.3. Estabilidad intrafracción	35
4.1.4. Reproducibilidad interfacción	36
4.1.5. Exactitud en la detección de desplazamientos en condiciones estáticas	39
4.1.6. Estabilidad intrafracción y exactitud en el posicionamiento de pacientes con cáncer de mama	42
5. Conclusiones	45
6. Trabajos futuros	46
A. Anexo 1	47
Referencias	64

1. Consideraciones preliminares

1.1. Definiciones conceptuales

1.1.1. Radioterapia

La radioterapia es un tipo de tratamiento contra el cáncer y algunas patologías benignas en el que se emplean diversos tipos de radiación ionizante, como los rayos gamma, los rayos x o los electrones de alta energía.

1.1.2. Acelerador lineal

Los aceleradores lineales (LINAC) son dispositivos con la capacidad de acelerar partículas cargadas a altas velocidades mediante ondas electromagnéticas de alta frecuencia [1]. Los fotones o electrones generados por los LINAC de uso clínico son dirigidos principalmente hacia células tumorales con el fin de afectarlas de tal manera que pierdan su funcionalidad y así conseguir una respuesta terapéutica favorable.

Los haces de electrones de alta energía se suelen utilizar para tratar tumores superficiales mientras que los haces de fotones se utilizan para tratar tumores profundos [1].

En este trabajo se utilizó el acelerador lineal TrueBeam el cual cuenta con una camilla robótica llamada PerfectPitch con la capacidad de realizar rotación isocéntrica con 6 grados de libertad (6DoF, por sus siglas en inglés).

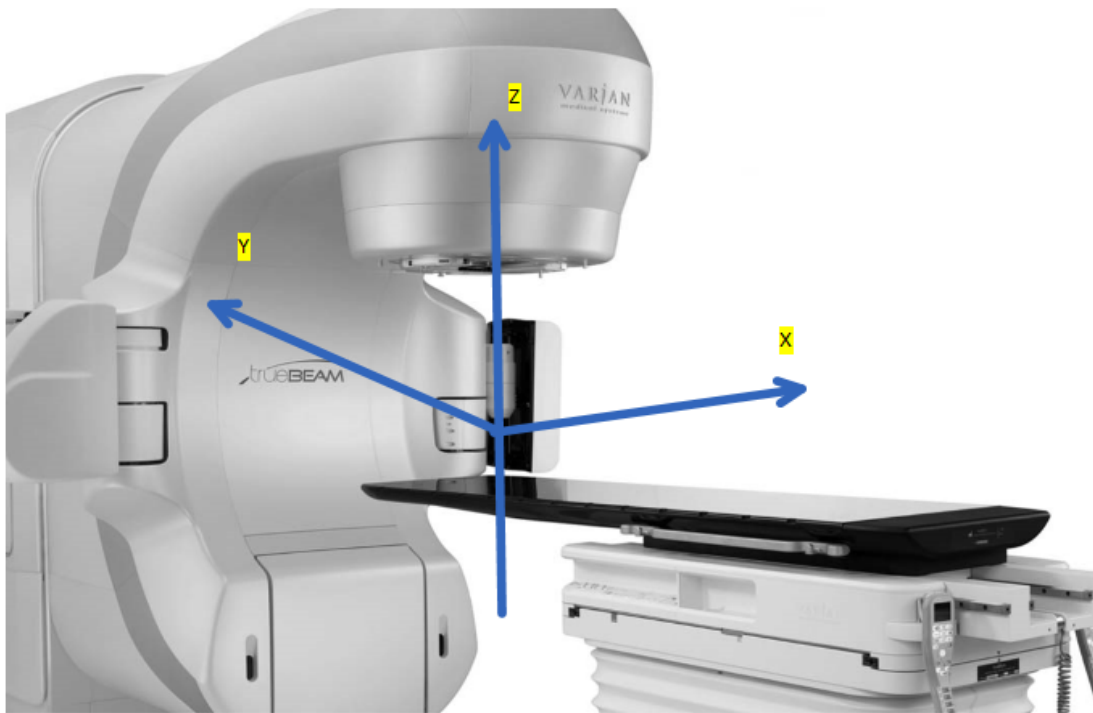


Figura 1: Esquema general del sistema de referencia para la descripción de los grados de libertad de la camilla PerfectPitch.

Los siguiente 6 grados de libertad (3 traslacionales y 3 angulares) describen todas las formas en que un objeto puede moverse junto con la camilla en un espacio tridimensional:

- Traslación en el eje X (lateral): Describe un movimiento lineal horizontal que implica traslaciones de lado a lado (derecha - izquierda).
- Traslación en el eje Y (longitudinal): Describe un movimiento lineal horizontal que implica traslaciones hacia adelante y hacia atrás.
- Traslación en el eje Z (vertical): Describe un movimiento lineal vertical que implica traslaciones hacia arriba y hacia abajo.
- Rotación alrededor del eje X (cabeceo): Describe un movimiento angular que implica rotaciones hacia adelante y hacia atrás.
- Rotación alrededor del eje Y (balanceo): Describe un movimiento angular que implica rotaciones de lado a lado.
- Rotación alrededor del eje Z (rotación): Describe un movimiento angular que implica rotaciones en sentido horario o antihorario.

1.1.3. Radioterapia guiada por imágenes (IGRT)

La Sociedad Española de Física Médica (SEFM) define la radioterapia guiada por imágenes (image guided radiation therapy, IGRT) como una herramienta de verificación mediante imágenes, utilizada inmediatamente antes o durante el tratamiento. Tiene el objetivo de disminuir la incertidumbre en el posicionamiento producida por el movimiento entre o durante las sesiones de tratamiento [2].

Se consideran como sistemas de IGRT a aquellos equipos que se utilizan dentro de la sala de tratamiento, que poseen un sistema de referencia común con el de la unidad de irradiación y un software que permite calcular diferencias geométricas de posicionamiento por medio de la comparación de un conjunto de imágenes tomadas del paciente [2].

Sistema IGRT del Acelerador TrueBeam

El acelerador lineal TrueBeam dispone de dos sistemas de imagen que pueden trabajar de manera simultánea: uno de rayos X en el rango de kV cuyo nombre comercial es "On Board Imager" (OBI), compuesto por un emisor de RX y un detector o "flat panel" y un equipo electrónico de imágenes portales en el rango de MV llamado "Portal Vision" o (EPID). Así, es posible obtener pares de imágenes ortogonales de manera simultánea [2].

El OBI también puede trabajar en modo 3D, realizando una rotación de hasta 360° alrededor del paciente mientras toma un conjunto de imágenes que posteriormente analiza mediante un software para realizar la reconstrucción 3D de la zona de interés; a dicho modo de trabajo se le conoce como tomografía computarizada de haz cónico (Cone Beam Computed Tomography, CBCT) [2].

Ambos modos de trabajo (2D y 3D) disponen de un software que permite superponer las imágenes utilizadas en la simulación con las tomadas antes del tratamiento, evaluar las diferencias en la posición a partir de la comparación de tejidos blandos y óseos, y corregirlas de forma manual o automática [2].

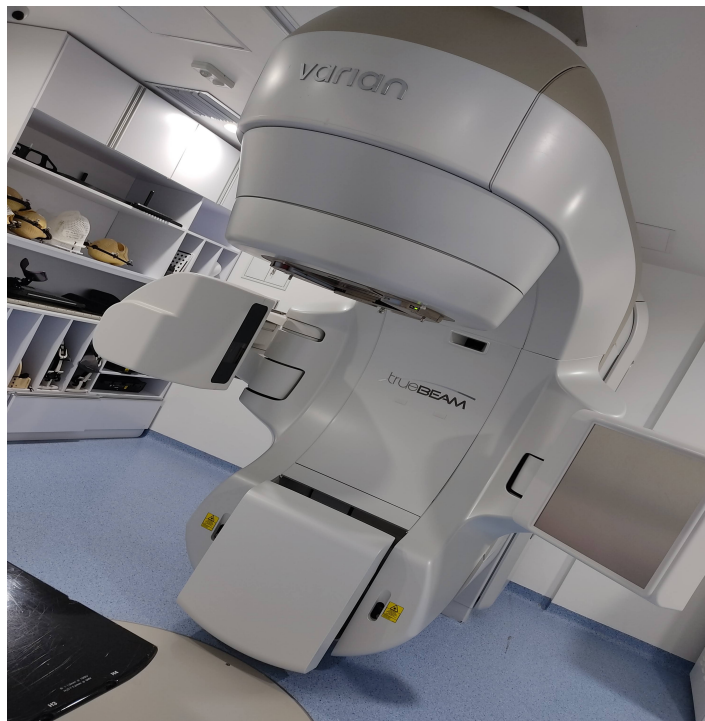


Figura 2: Acelerador lineal TrueBeam equipado con el sistema OBI y EPID.

1.1.4. Variaciones interfacción e intrafracción

Las variaciones interfacción son los cambios de la lesión a tratar entre una sesión de tratamiento y la siguiente por la variabilidad en el posicionamiento del paciente de un día para otro, o por cambios anatómicos como adelgazamiento o hinchazón.

Las variaciones intrafracción son las variaciones en la localización de la lesión a tratar que suceden durante el curso de una sesión de tratamiento, como por ejemplo, por movimientos respiratorios o por cambios fisiológicos como el llenado de vejiga.

Para afrontar las variaciones interfacción e intrafracción se requieren de algunas estrategias diferentes.

En el caso interfacción, el uso de protocolos de IGRT previamente diseñados para errores de configuración interfacción, la inmovilización cuidadosa y algunas formas de preparación del paciente (por ejemplo, protocolos de llenado de vejiga) pueden reducir los errores de interfacción de la posición de los órganos.

En el caso intrafracción, la monitorización de la superficie del paciente en tiempo real durante la sesión de tratamiento y el uso de equipos especiales como balones endorrectales o controladores de respiración, pueden contribuir a la disminución del movimiento.

1.1.5. GVT, CTV, PTV

La radioterapia de haz externo implica cobertura adecuada de la dosis de lesiones objetivo, al tiempo que se minimiza la dosis al tejido sano. Existen varios tipos de incertidumbre que pueden provocar que no se alcance el objetivo (como las variaciones intrafracción e interfacción). Por lo tanto, se deben determinar los tamaños y las disposiciones de los haces para un volumen mayor que el de la lesión a fin de garantizar que esta se cubra a pesar de las variaciones. El margen debe decidirse con cuidado, ya que un margen pequeño provocará que no se alcance el objetivo, mientras que un margen grande dificultará la preservación de los tejidos sanos.

La comisión internacional de Unidades de Radiación (ICRU) ha especificado los conceptos de volúmenes objetivo:

- Gross Tumor Volume (GTV): Es la extensión y ubicación visible, palpable o demostrable de la lesión; es decir, lo que se puede sentir o ver clínica o radiológicamente.
- Clinical Target Volume (CTV): Es el volumen de tejido que incluye el GTV y las regiones donde podría haber una propagación microscópica. Este se determina en función de patrones de invasión o propagación.
- Planning Target Volume (PTV): Es un volumen mayor que cubre el CTV tomando en consideración el efecto neto de todas las posibles variaciones geométricas e imprecisiones para asegurar que la dosis prescrita sea realmente absorbida por el CTV.

1.1.6. Radioterapia guiada por superficie (SGRT)

La radioterapia guiada por superficie (Surface Guided Radiation Therapy, SGRT) se define como la detección de la superficie del paciente en tiempo real a través de sistemas no invasivos basados en radiación no ionizante, para la localización y el rastreo del volumen a irradiar [3, 4]. Los sistemas de SGRT principalmente basados en radiación infrarroja, reconocimiento láser y luz estructurada, presentan gran utilidad en cuatro campos específicos: en el posicionamiento inicial del paciente, en la monitorización intrafracción, en la monitorización de la respiración y en la reducción de riesgos [3].

La principal limitación de los sistemas de SGRT es la dificultad de relacionar la posición y los cambios anatómicos de las estructuras internas con la posición de puntos de la superficie externa del paciente. Por ejemplo, la poca correlación entre el movimiento del contorno de una persona con el cambio de posición de la próstata [3].

La SGRT no tiene como objetivo sustituir en ningún caso a la IGRT; por el contrario, se trata de una técnica que la complementa, reduciendo en términos generales la toma de imágenes debido a la información que brinda para el posicionamiento inicial y la monitorización continua del paciente. Así, para evaluar la exactitud y precisión de los sistemas de SGRT se toma como patrón de referencia las medidas obtenidas mediante IGRT, ya que actualmente es la herramienta más conocida y utilizada por su fiabilidad [3].

1.2. Descripción y justificación del problema

Los avances en radioterapia motivados por la necesidad de aumentar la dosis administrada a la lesión y de minimizar la dosis a tejidos sanos [5], han hecho posible tratar el cáncer con mayor precisión y exactitud. Sin embargo, dichos avances vienen acompañados de un aumento en la complejidad de los tratamientos, ya que para poder localizar con la mayor precisión posible la zona a tratar, se deben tener en cuenta múltiples factores como la postura del paciente, cambios en el tamaño o forma de la lesión y variabilidades fisiológicas normales como el llenado de la vejiga [5]. Actualmente, los fiduciales en la piel y la radioterapia guiada por imágenes (IGRT, por sus siglas en inglés) son herramientas indispensables para el posicionamiento del paciente; las cuales han mejorado de forma significativa la capacidad de localizar los objetivos y la precisión de la administración de la dosis [6–9]. No obstante, la guía por imágenes suele ser utilizada al inicio de las sesiones de tratamiento, por tanto, esta modalidad no ayuda a disminuir las incertidumbres intrafracción [5, 9]; además, emplear esta técnica conlleva una exposición adicional a la radiación por parte del paciente y genera aumentos en el tiempo de las sesiones de radioterapia [5, 7, 10].

Lo anterior justifica la introducción de una nueva estrategia como lo es la radioterapia guiada por superficie (SGRT, por sus siglas en inglés), que surge como una nueva técnica independiente, la cual detecta superficies en tiempo real a través de sistemas no invasivos basados en radiación no ionizante [3, 4]. Entre las principales ventajas de la implementación de la SGRT se encuentran: la no administración de dosis adicional al paciente debido al carácter no ionizante de la técnica, aumento y mejora de la información de la configuración del paciente respecto al posicionamiento por fiduciales [7, 11, 12], la posibilidad de realizar monitorización continua del paciente lo que puede reducir la incertidumbre en la localización de la lesión debido al movimiento intrafracción y la mejora en la configuración inicial lo que implica la reducción de la incertidumbre en el posicionamiento interfacción. Las cualidades mencionadas implican la disminución de dosis a tejidos sanos y de los efectos secundarios asociados [5].

Actualmente, existe una buena cantidad de sistemas de SGRT comerciales, cada uno con tecnología y alcances diferentes. Por ejemplo, **AlignRT** dependiendo de la versión, tiene de dos a tres dispositivos de seguimiento para tratamiento y uno para simulación; utiliza un patrón de luz estructurada roja que emplea la reconstrucción estereoscópica que es una técnica que imita la visión binocular humana, la cual produce dos imágenes desde dos puntos de vista diferentes de un mismo objetivo, que luego mezcla por correspondencia de puntos para adquirir una imagen 3D de la superficie del paciente. Es capaz de realizar seguimiento intrafracción acompañado de la opción de interrumpir el haz de radiación en caso de presentarse movimientos que excedan las tolerancias permitidas. Por otro lado, **ExacTrac Dynamic** emplea igualmente un sistema de reconstrucción estereoscópica, pero añade un detector de temperatura corporal con el objetivo de aumentar la información de áreas muy planas, como el abdomen [3].

La SGRT brinda la posibilidad de reducir errores relacionados con el tratamiento que podrían afectar los resultados de los pacientes. Se han estudiado las principales fuentes de error presentes en las fases previas al tratamiento y durante el mismo; se indica que

el mal centrado del isocentro y la elección errónea de los accesorios de inmovilización son responsables del 77 % de los incidentes ocurridos, de los cuales, el 21 % podrían evitarse con el uso adecuado de la SGRT [13].

Por las razones anteriormente expuestas; integrar la SGRT de forma óptima al flujo de trabajo, evaluar su funcionamiento, operatividad y limitaciones, son actividades cruciales que le permiten al servicio de radioterapia asegurar la administración segura de los tratamientos.

Un programa de garantía de calidad contiene la descripción detallada de los procedimientos de un servicio de radioterapia; que incluyen procesos planificados de forma sistemática para asegurar la calidad en los tratamientos. Referentes internacionales como La Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) y la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), han desarrollado una serie de pautas y recomendaciones las cuales recopilan procedimientos que cubren aspectos dosimétricos, de posicionamiento y seguridad. El reporte TG-147 de la AAPM [14] y sus posteriores actualizaciones [3, 15], son las publicaciones referentes en el marco del control de calidad de la radioterapia guiada por superficie; dichos documentos especifican pruebas, personal recomendado, tolerancias, materiales, frecuencias y tiempos de ejecución.

Actualmente, a nivel local no se conocen propuestas protocolarias con profundidad metodológica para el control de calidad de equipos de SGRT ajustadas a las recomendaciones actualizadas de los referentes internacionales. Por ello, en este trabajo se caracterizó el control de calidad de la radioterapia guiada por superficie en un hospital público de mediana y alta complejidad, mediante la utilización de simuladores físicos; implementando como guía los reportes TG-147 y TG-302 de la AAPM, con el fin de evaluar la operatividad del equipo para evitar posibles imprevistos que alteren la prestación del servicio de salud y promover altos estándares de calidad. El trabajo se desarrolló de acuerdo a los recursos disponibles de una institución médica en particular; sin embargo, la flexibilidad de las pruebas, así como la de los materiales utilizados tienen la intención de propiciar la adaptación, comparación o mejoramiento de la metodología por parte de otras instituciones médicas para el control de calidad de la SGRT.

1.3. Antecedentes

A principios de la década de 1970, sin aún haberse implementado la tomografía computarizada clínica (TC), los numerosos métodos utilizados para obtener contornos de secciones transversales del cuerpo presentaban algunos inconvenientes, tales como escasa precisión, necesidad de procedimientos invasivos y de larga duración. Así, se introdujeron sistemas ópticos capaces de obtener dichos contornos siendo minimamente invasivos y de producir de forma inmediata una visualización como señal de televisión, además de proporcionar datos adecuados para su introducción directa en un sistema de cómputo [16].

En la década de 1990, los métodos ópticos para obtener contornos de pacientes presentan un enfoque que difiere un poco en cuanto al enfoque general de las técnicas anteriormente empleadas, permitiendo en este caso, comprobar el posicionamiento del paciente en

tiempo real durante el tratamiento, detectando fácilmente movimientos de hasta 10 mm. A partir de estos sistemas, se empiezan a utilizar simuladores físicos de control de calidad de forma transversal conocida para realizar comprobaciones periódicas del movimiento de las cámaras y ajustes en caso de ser necesario. En cuanto al uso clínico, en la gran mayoría de casos se realizaron contornos de mamas y se utilizó en pacientes obesos en los cuales el estudio de tomografía computarizada no fue suficiente para visualizar el total de las dimensiones del paciente, obteniendo una buena concordancia entre los contornos de la TC y los obtenidos ópticamente [17].

No es sino hacia finales de 1990 que se empiezan a combinar, en ensayos, la simulación virtual, la radioterapia guiada por imágenes y los sistemas de guiado ópticos para radioterapia estereotáctica, donde las primeras pruebas en simuladores físicos demuestran la capacidad de los sistemas ópticos para mantener una precisión submilimétrica en el posicionamiento del paciente. Esta radioterapia, en etapa de ensayo clínico, se prescribe en un inicio como refuerzo después de la rutina de tratamiento convencional y en algunos casos como tratamiento completo. Inicialmente se usaba solo para tratar tumores de encéfalo, pero se empezó a desarrollar su extensión a otros sitios de tratamiento debido al prometedor potencial de la técnica [18]. Estudios posteriores sobre el impacto dosimétrico de la radioterapia guiada por imágenes en pacientes con tratamientos fraccionados y la evaluación de la precisión, estabilidad y exactitud de sistemas de guiado por superficie en simuladores físicos, incentivaron la adaptación e implementación de estos sistemas de guiado en los flujos de trabajo clínico para el tratamiento de algunos pacientes sometidos a radioterapia de haz externo [10, 19, 20].

En 2011, el comité de terapia y el subcomité de garantía de calidad y mejora de resultados de la AAPM encargaron al grupo de trabajo 147 la revisión de tecnologías no radiográficas actuales en ese entonces, utilizadas para la localización y seguimiento en radioterapia [14]. El trabajo específico del grupo fue realizar recomendaciones sobre el uso de sistemas de localización y monitoreo basados en tecnologías no radiográficas como radiofrecuencias, infrarrojos y vídeo. Las recomendaciones incluían las pruebas de equipo para la instalación inicial, así como un control de calidad continuo. El uso de radioterapia guiada por superficie aumentó considerablemente desde la publicación del informe TG-147 de la AAPM, especialmente en pacientes con cáncer de mama tratados con DIBH, y en sitios como la cabeza y el cuello [5]. Se empezó a evaluar seriamente la SGRT como componente integral de todos los tratamientos de radioterapia, convirtiéndola en una poderosa herramienta con la capacidad de mejorar la seguridad del paciente, la calidad del tratamiento, así como un apoyo para la toma de decisiones en radioterapia por parte del personal médico encargado [13, 21].

A medida que más clínicas adquieren SGRT y la incorporan a su rutina diaria, se genera un cambio de paradigma en cuanto a la forma de administrar los tratamientos, lo que genera la necesidad de producir y obtener recomendaciones sobre aceptación, puesta en servicio, implementación y aplicación clínica de esta tecnología emergente.

El grupo de trabajo de la AAPM, publicó en 2022 el: "AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy" [15] que pretende brindar pautas técnicas para los usos clínicos de la SGRT tanto en posicionamiento general como en tratamientos con DIBH en

mamas y radiocirugía estereotáctica sin marco. Además, en el reporte se consignaron requisitos adicionales para el control de calidad de la SGRT que incluye la evaluación de riesgos; esto como actualización y extensión del TG-147, al igual que lo hace el informe del grupo de trabajo de la SEFM sobre radioterapia guiada por superficie [3].

2. Marco teórico

2.1. Sistema de SGRT - Identify

El sistema de guía de superficie **Identify** salió a la venta en 2017 (Varin Medical System, Palo Alto, CA) [22,23]. Utiliza un dispositivo de radiofrecuencia el cual le permite identificar los diferentes dispositivos de inmovilización asignados al paciente. Hace uso de una cámara de tiempo de vuelo (ToF) la cual registra las posiciones tridimensionales de los marcadores ópticos fijados a los accesorios de inmovilización, lo que permite la localización del paciente y de los accesorios respecto a la camilla de tratamiento [3].

Identify tiene la capacidad de posicionar en el isocentro y monitorear el movimiento intrafracción del paciente mediante una imagen 3D obtenida con ayuda de un conjunto de tres cámaras estereoscópicas de alta precisión [3,22]. El sistema emplea un algoritmo rígido de reconstrucción estereoscópica y utiliza un patrón de luz estructurada azul que mejora la detección de la superficie de pacientes de piel oscura [3,15]. Adicionalmente, el sistema Identify incluye una herramienta de identificación biométrica basada en el escaneo de la palma de la mano del paciente y un dispositivo de entrenamiento visual (VCD) que ayuda al paciente a mantener un patrón respiratorio estable [22]. Gran parte de la interacción entre el operario y el equipo se lleva a cabo mediante un celular que contiene el software adecuado para manejarlo.



Figura 3: Esquema general del montaje de cámaras y demás componentes del Identify dentro de la sala de tratamiento. Tomado y modificado de “IDENTIFY Operations” [24].

En particular, la descripción detallada del funcionamiento del sistema de cámaras y del dispositivo de radiofrecuencia se abordará en las siguientes secciones, enfatizando en los conceptos físicos y matemáticos relevantes.

2.1.1. Dispositivo de radiofrecuencia

La identificación por radiofrecuencia o RFID (por sus siglas en inglés) tiene el propósito fundamental de transmitir la identidad de un objeto a través de ondas de radio. Estos sistemas utilizan dispositivos pequeños llamados etiquetas RFID similares a una calcomanía que pueden ser adheridas a objetos o personas; estas etiquetas tienen antenas que les permiten recibir y responder señales de radiofrecuencia desde un emisor-receptor RFID.

El modo de funcionamiento es bastante sencillo: La etiqueta que tiene los datos que identifican el objeto al cual se encuentra adherida genera una señal de radiofrecuencia con dichos datos; esta señal es captada por un receptor el cual se encarga de leer la información, convertirla en formato digital y pasarla a un subsistema que procesa y almacena la información.

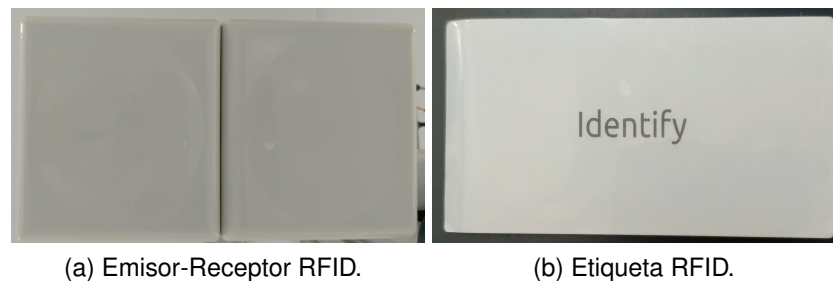


Figura 4: Dispositivos que conforman el dispositivo de radiofrecuencia.

Las etiquetas que integra el equipo son de tipo pasivo, es decir, no tienen alimentación eléctrica directa para su funcionamiento. En este caso, la señal de alta frecuencia (3 a 30 MHz) que emite el emisor-receptor induce una corriente eléctrica sobre las etiquetas; esta corriente es suficiente para que el circuito integrado al interior funcione, de forma que sea posible generar y transmitir una señal de respuesta de vuelta hacia el emisor-receptor por medio de retrodispersión (las ondas que llegan en la etiqueta se reflejan en la misma dirección de incidencia) [24].

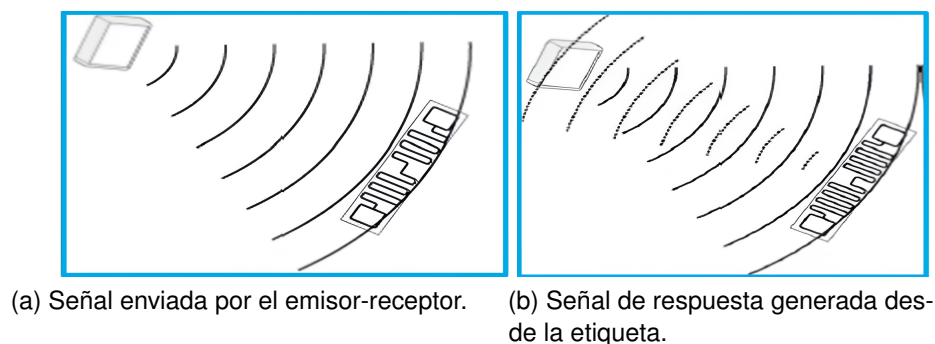


Figura 5: Ilustración del funcionamiento de la RFID con etiqueta pasiva. Tomado y modificado de "IDENTIFY Operations" [24].

2.1.2. Cámara de tiempo de vuelo

La técnica de tiempo de vuelo o TOF (por sus siglas en inglés) es empleada para estimar la distancia a la que se encuentra un cuerpo, calculando el tiempo transcurrido entre la emisión y la recepción de un haz de luz infrarroja. Así, de forma sencilla, es posible obtener la distancia D a la que se encuentra un punto en el espacio:

$$D = \frac{c}{2}t$$

Donde c es la velocidad de la luz y t es el tiempo que transcurre entre la emisión y la recepción del haz. La exactitud de la técnica depende de la resolución con la cual se mide este tiempo.



Figura 6: Cámara de tiempo de vuelo.

2.1.3. Sistema de cámaras estereoscópicas

Las cámaras estereoscópicas llamadas así debido a la visión estereoscópica humana, son capaces de capturar imágenes en tres dimensiones. La visión humana produce una imagen en dos dimensiones para cada ojo que luego se mezclan en el cerebro para formar la imagen en tres dimensiones; las cámaras intentan imitar este comportamiento utilizando dos cámaras separadas de forma estratégica de tal manera que capten la imagen 2D al mismo tiempo, y como resultado de combinar estas dos se obtiene finalmente la imagen 3D de la escena.

■ Modelo geométrico de la cámara estenopeica

Cada una de las cámaras de la configuración estereoscópica se rige por el modelo de funcionamiento de una cámara estenopeica [25].

El modelo describe la forma de obtener la relación entre las coordenadas 3D de un punto M perteneciente al espacio real y las coordenadas de su proyección en un plano que contiene la imagen 2D de la escena.

Para describir dicho modelo, se enuncian las siguientes definiciones (ver figura 7):

- La cámara estenopeica está descrita por el centro óptico C y el **plano de imagen**, el cual es un plano imaginario que se coloca frente al centro. En la realidad, el plano de imagen se encuentra detrás del centro óptico; sin embargo, la imagen que se produce es simétrica respecto a este.

- La línea que va desde el centro óptico y es perpendicular al plano de imagen es llamada **eje óptico**.
- El plano paralelo al plano de imagen que contiene al centro óptico es llamado **plano focal**.
- La distancia del plano de imagen al centro óptico es la **distancia focal** " f ".
- El punto p con coordenadas $(p_x, p_y)^T$ llamado **punto principal**, es la proyección de C en el plano de imagen.

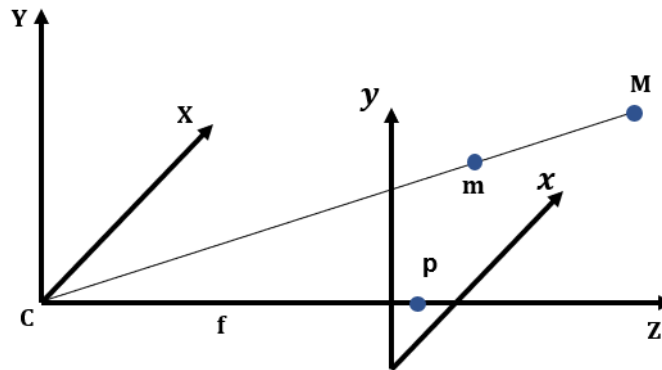


Figura 7: Descripción gráfica del modelo geométrico de la cámara estenopeica.

Ahora, se considera un punto M en el espacio con coordenadas $(X, Y, Z)^T$ respecto al sistema coordenado con origen en C y su proyección m con coordenadas $(x, y)^T$ dada por una línea que contiene al punto y al centro óptico; esta configuración vista desde los planos ZY y ZX es:

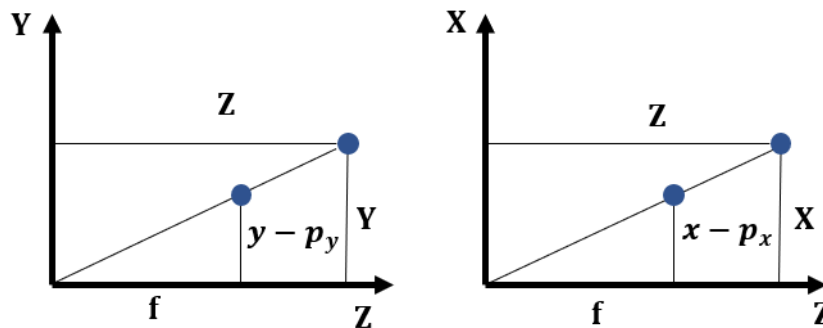


Figura 8: Proyecciones en los planos ZY y ZX de la configuración geométrica de la cámara estenopeica.

Por semejanza de triángulos, se tiene que:

$$\begin{aligned}\frac{Y}{Z} &= \frac{y - p_y}{f} \\ y &= f \frac{Y}{Z} + p_y\end{aligned}\tag{1}$$

De manera análoga:

$$\begin{aligned}\frac{X}{Z} &= \frac{x - p_x}{f} \\ x &= f \frac{X}{Z} + p_x\end{aligned}\tag{2}$$

Con el fin de representar este conjunto de transformaciones de forma matricial, se expresa el punto m en coordenadas homogéneas, es decir, $(x, y, 1)^T \rightarrow (x, y)^T$ y $(X, Y, Z, 1)^T \rightarrow (X, Y, Z)^T$.

$$Z \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f & 0 & p_x & 0 \\ 0 & f & p_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix}$$

De forma simplificada, la ecuación anterior se expresa como:

$$Zm^* = KM^*\tag{3}$$

Este resultado describe la configuración de una sola cámara, a continuación se generaliza para la configuración de dos cámaras.

■ Geometría de dos puntos de vista

En general, en una configuración estéreo de dos cámaras, los puntos en el espacio se expresan en términos de un sistema de coordenadas global que no tiene como origen ninguno de los centros ópticos de las cámaras. La relación de este sistema global con los sistemas de cada cámara está dada por una rotación R y una traslación T (ver figura 9).

Esta relación se expresa matemáticamente como:

$$M^* = R[M' - T]\tag{4}$$

Reemplazando la ecuación 4 en la ecuación 3 y teniendo en cuenta que es una rotación T_i y una traslación R_i para cada cámara, se obtiene el sistema de ecuaciones:

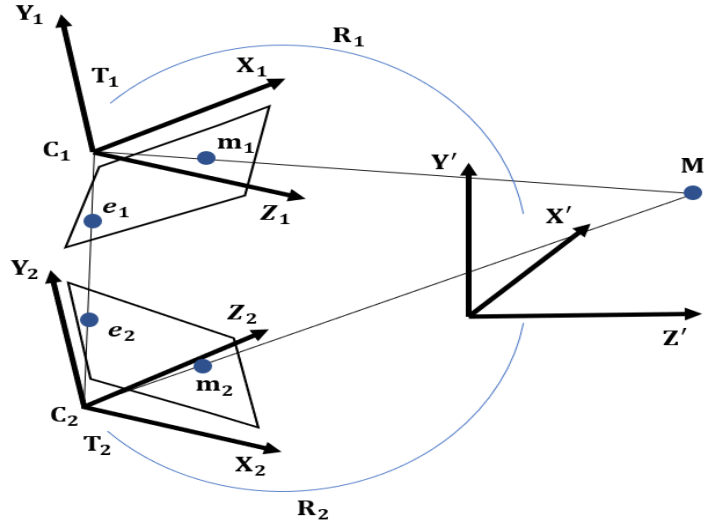


Figura 9: Configuración geométrica de una cámara estereoscópica.

$$k_1 m_1^* = K_1 R_1 [M' - T_1] \quad (5)$$

$$k_2 m_2^* = K_2 R_2 [M' - T_2] \quad (6)$$

Donde k_i es el parámetro que determina la profundidad del punto M' respecto a cada centro óptico. Los puntos m_1^* y m_2^* corresponden a las coordenadas homogéneas de la proyección del mismo punto M' sobre cada plano de imagen; así, es posible obtener el punto m_1^* correspondiente a m_2^* a partir de las ecuaciones 5 y 6:

$$k_1 m_1^* = e_1 + k_2 [K_1 R_1 R_2^{-1} K_2^{-1}] m_2^*$$

De forma simplificada, la ecuación anterior se escribe como:

$$e_1 = k_1 m_1^* - k_2 m_2^* \quad (7)$$

Donde e_1 es la proyección del centro óptico C_2 en el plano de imagen 1.

■ Triangulación

Conocidos los puntos m_1^* y m_2^* que corresponden a la proyección del mismo punto M' sobre cada plano de imagen; entonces las rectas que pasan por estos puntos y contienen a los centros ópticos deben intersectarse justo en la ubicación del punto M' .

Así, de la ecuación 5 se obtiene la expresión para M' :

$$M' = T_1 + k_1 [R_1^{-1} K_1^{-1}] m_1^* \quad (8)$$

Al resolver la ecuación 7 para el parámetro k_1 :

$$k_1 = \frac{(e_1 \times m_2^{*'}) \cdot (m_1^* \times m_2^{*'})}{\|m_1^* \times m_2^{*'}\|^2} \quad (9)$$

y reemplazando este parámetro en la ecuación 8, se obtiene finalmente la ubicación del punto M' :

$$M' = T_1 + \frac{(e_1 \times m_2^{*'}) \cdot (m_1^* \times m_2^{*'})}{\|m_1^* \times m_2^{*'}\|^2} [R_1^{-1} K_1^{-1}] m_1^* \quad (10)$$

El proceso anterior se realiza para cada par de puntos correspondientes, dando como resultado la imagen 3D de la escena.

El principio de funcionamiento de las cámaras es el antes descrito. Sin embargo, se añade una herramienta al proceso de obtención de imágenes llamada proyección de luz estructurada, la cual mejora la precisión de las cámaras. Las generalidades de dicha herramienta se presentan a continuación.

■ Luz estructurada

Los diferentes sistemas de obtención de imágenes de superficie utilizan la proyección de luz estructurada, que consiste en proyectar un patrón de píxeles conocido sobre la superficie del paciente, permitiendo así la adquisición de imágenes sin contacto, sin métodos radiográficos y la monitorización de la superficie del paciente en tiempo real [22]; el patrón proyectado puede ser generado mediante interferencia láser, proyección de luz estructurada digital o mecánicamente [26]. Si la superficie objetivo es plana y ortogonal al proyector el patrón reflejado no sufrirá cambios respecto al patrón proyectado; en cambio, si se ilumina un objeto no plano y no ortogonal, el patrón reflejado estará geoméricamente distorsionado, esta distorsión se utiliza para determinar las coordenadas 3D $(x, y, z)^T$ de cualquier punto de la superficie iluminada [26].

Los sistemas de proyección de luz también pueden emplear patrones de cuadrícula en los que el patrón general consiste en patrones pseudoaleatorios que forman subregiones únicas que indican su posición 2D en relación con el patrón de cuadrícula mayor. Mediante la correspondencia de patrones y triangulación, estas subregiones pueden utilizarse para establecer correspondencias de puntos y aumentar la solidez de la medición de la superficie y la determinación del alcance [22].

Como se ilustra en la figura (10), la relación geométrica entre una cámara, un proyector de luz estructurada y un punto de la superficie de un objeto puede expresarse mediante el principio de triangulación como sigue:

$$R = B \frac{\sin(\theta)}{\sin(\theta + \alpha)} \quad (11)$$

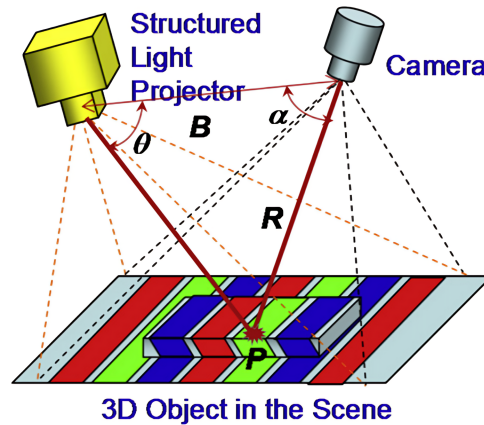


Figura 10: Configuración de un sistema de luz estructurada. Tomado y modificado de “Structured-light 3d surface imaging: a tutorial” [26].

Donde B es la distancia entre la cámara y el proyector, y R es la distancia entre la cámara y el punto de la superficie objetivo.

La clave de las imágenes 3D basadas en el principio de triangulación es la técnica utilizada para diferenciar un único punto proyectado de la imagen obtenida bajo un patrón de proyección 2D.

Como se indicó anteriormente, la técnica de patrones pseudoaleatorios consiste en etiquetar de forma única cada subregión, de forma que sean totalmente identificables respecto a su posición en el patrón 2D proyectado. Una de las estrategias utilizadas para la diferenciación de las subregiones consiste en utilizar una matriz pseudoaleatoria multivaluada (ver figura 11), donde cada valor se representa por medio de un minipatrón el cual tiene asociado una palabra código, formando así un patrón de proyección característico con subregiones únicas [26].

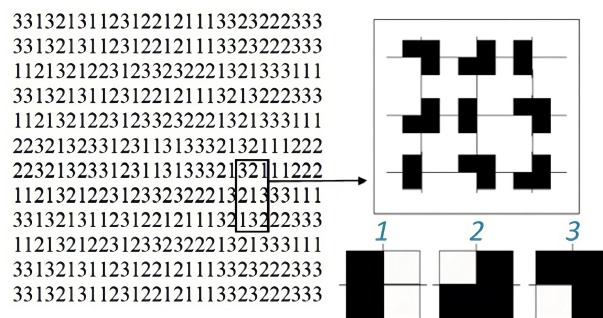


Figura 11: Minipatrones codificados con números claves para la indexación de subventanas. Tomado y modificado de “Structured-light 3d surface imaging: a tutorial” [26].

Así, con dos puntos de vista 2D desde diferentes posiciones del mismo objeto, obtenidas de dos cámaras diferentes; es posible obtener la profundidad de cada píxel en la superficie del objeto, esto mediante la correspondencia de conjuntos de patrones coincidentes de un punto de vista “izquierdo” y un punto de vista “derecho”,

tal y como se vio en el apartado anterior [27].

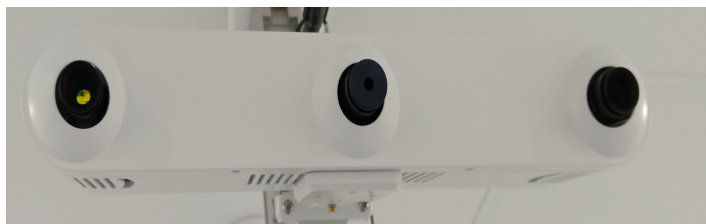


Figura 12: Cámara estereoscópica con el proyector de luz estructurada en el centro y dos cámaras de estereovisión a los lados.

2.1.4. Limitaciones del sistema Identify

Una de las limitaciones del sistema Identify se encuentra en la identificación de superficies que contengan pocas zonas de relieve, o en otras palabras, en la identificación de superficies planas [22, 26]. Esto se debe principalmente a la forma en que funciona la técnica de luz estructurada, la cual necesita de la deformación del patrón reflejado respecto al proyectado para determinar las coordenadas de un punto de la superficie.

Otra de las limitaciones se encuentra en la pérdida de precisión del sistema al haber deformaciones significativas de la superficie del paciente durante el tratamiento que no pueden ser corregidas con base en la posición de simulación, como en casos donde el paciente parpadee o trague saliva [15]; esto debido principalmente a que el sistema Identify utiliza un algoritmo de reconstrucción rígido y no deformable.

Debido al principio de funcionamiento de las cámaras, la precisión en la reconstrucción de la superficie se puede ver afectada al ocluir una o dos de estas, ya que se pierden puntos de vista de la superficie.

La temperatura de las cámaras y de los alrededores (sala de tratamiento) puede afectar en la precisión de las lecturas.

2.2. Programa de garantía de calidad

Un programa de garantía de calidad (Quality Assurance, QA) contiene la descripción detallada de los procedimientos de un servicio de radioterapia; que incluyen procesos planificados de forma sistemática para asegurar la calidad en los tratamientos. Es necesario que las instituciones médicas implementen los programas de garantía de calidad de acuerdo a las normas y recomendaciones por parte de organismos referentes nacionales e internacionales, derivadas de la investigación científica y de la experiencia de otras instituciones [3]; los esfuerzos en adaptar e implementar una metodología eficiente y confiable en la creación de un programa de garantía de calidad; tienen como objetivo, disminuir posibles fuentes de error previniendo accidentes e impulsando el desarrollo de altos estándares de calidad. Debido a las particularidades que presentan cada una de las instituciones médicas; el programa de garantía de calidad creado debe ser lo suficientemente flexible como para poder ser adaptado de acuerdo a los recursos disponibles.

2.2.1. Control de calidad del equipo

El protocolo de control de calidad (CC) del equipo es la evaluación constante de las características funcionales del mismo, que intervienen de forma directa en el posicionamiento de los pacientes. El establecimiento del protocolo debe estar basado en las referencias vigentes para los procedimientos de pruebas de aceptación y puesta en funcionamiento, lo que permite establecer valores de referencia del funcionamiento óptimo del equipo. Las pruebas que conforman el protocolo para el control de calidad son las evaluaciones del funcionamiento del equipo consideradas relevantes según la documentación de referencia acogida y las necesidades particulares de la institución; estas se pueden clasificar de acuerdo a la periodicidad recomendada (diaria, mensual, semestral y anual); en su mayoría son de carácter cuantitativo y tienen un intervalo de confianza y tolerancias recomendadas [3, 14, 15]. Se debe planificar el desarrollo de las pruebas consignadas en el protocolo de forma regular con el fin de monitorear los valores de referencia, especialmente luego de procesos de actualización y/o reparación del equipo y el sistema [3].

Conforme al avance tecnológico a través de los años, referentes internacionales como la AAPM han desarrollado guías protocolarias que incluyen objetivos, personal, ejecución y tolerancias permitidas. En 2012 se publicó el TG-147, el cual en 2022 se complementó y actualizó con el TG-302. Las diferentes características de los sistemas de SGRT y la disponibilidad de materiales de la institución, hacen que cada proceso de control de calidad sea distinto. Por eso, más allá de las recomendaciones, los documentos utilizados como guías contienen experticia en la implementación de controles de calidad completos.

2.2.2. Pruebas para el control de calidad de la SGRT

La AAPM y la SEFM sugieren realizar pruebas de aceptación y puesta en funcionamiento. Estas se enfocan en la seguridad básica y en el funcionamiento óptimo a la hora de integrar el sistema en el flujo de trabajo clínico. A continuación, se presentan las pruebas recomendadas.

2.2.3. Pruebas de aceptación

Se tratan de procedimientos enfocados en la seguridad básica para la correcta manipulación del equipo.

1. Chequeo del sistema de imágenes.

Comprobar la horizontalidad de la mesa de tratamiento, la alineación de los láseres de la sala y verificar las imágenes de kV, MV y CBCT.

2. Chequeo diario del equipo.

Comprobar el centrado del sistema de SGRT, el funcionamiento de la caja de interbloqueo y la calibración con los marcadores ópticos de mesa.

3. Compatibilidad con los dispositivos típicos de inmovilización y demás accesorios.

Verificar la correcta identificación y capacidad de posicionamiento de los dispositivos de inmovilización y demás accesorios por parte del sistema de SGRT.

2.2.4. Pruebas de puesta en funcionamiento

Se tratan de procedimientos enfocados en evaluar la precisión, exactitud y limitaciones funcionales del sistema.

1. Comunicación con los equipos periféricos de tratamiento.

Evaluar la correcta transmisión de datos entre el sistema y los diferentes equipos utilizados en la planificación y realización del tratamiento.

2. Determinación del campo de visión del sistema (FOV).

Determinar el volumen alrededor del isocentro dentro del cual el sistema es funcional sin perder exactitud ni precisión. Además, evaluar configuraciones que representen las diferentes situaciones clínicas; identificando las posibles obstrucciones de las cámaras y su desempeño en estos casos.

3. Estabilidad térmica del sistema.

Identificar el tiempo que necesita el equipo para entregar medidas confiables y estables luego de encenderse.

4. Estabilidad intrafracción.

Verificar que el sistema no detecte movimientos inexistente en medio de un procedimiento.

5. Reproducibilidad interfacción.

Evaluar la fiabilidad del sistema en el posicionamiento a lo largo de diferentes sesiones.

6. Detección de desplazamientos con mesa a cero grados en condiciones estáticas.

Evaluar la exactitud y precisión en la detección de desplazamientos del objeto, manteniendo la mesa robótica a cero grados y sin movimiento respiratorio.

7. Detección de desplazamientos con rotación de mesa en condiciones estáticas.

Al igual que en la detección a cero grados; se evalúa la exactitud y precisión en la detección de desplazamientos del objeto sin movimiento respiratorio, pero con rotación de mesa diferente de cero.

8. Exactitud de la detección espacial en condiciones dinámicas.

Evaluar la exactitud y precisión en la detección de desplazamientos del objeto, manteniendo la mesa a cero grados y con movimiento respiratorio.

9. Procedimiento End-to-End estático.

Evaluar la exactitud en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas similares a las clínicas de principio a fin.

10. **Procedimiento End-to-End dinámico.**

Evaluar la exactitud en la detección de desplazamientos y del posicionamiento en procedimientos con control respiratorio, en condiciones similares a las clínicas de principio a fin.

2.3. **Pregunta de investigación**

¿Cuáles son los parámetros físicos que se requieren evaluar para establecer un control de calidad para la radioterapia guiada por superficie?

2.4. **Objetivos**

2.4.1. **Objetivo general**

Caracterizar el control de calidad de la radioterapia guiada por superficie de uso clínico en un hospital público de mediana y alta complejidad del suroccidente colombiano.

2.4.2. **Objetivos específicos**

- Establecer el funcionamiento del sistema Identify que es el equipo utilizado en el hospital en la radioterapia guiada por superficie, el cual consiste de un conjunto de cámaras estereoscópicas y demás componentes que permiten generar una imagen 3D del paciente.
- Adaptar un control de calidad para la radioterapia guiada por superficie utilizando el sistema Identify.
- Proponer una guía de seguimiento para el aseguramiento de la calidad de la radioterapia guiada por superficie utilizando el sistema Identify.

3. **Metodología**

En el presente trabajo se agrupan procedimientos detallados para la ejecución del control de calidad de la radioterapia guiada por superficie (SGRT), mediante la adaptación e implementación de pautas sugeridas por referentes internacionales como la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) y la Sociedad Española de Física Médica (SEFM).

Los resultados de las pruebas del control de calidad son comparados con los valores recomendados en los protocolos vigentes, las especificaciones del fabricante y las normas protocolarias internas de la institución.

Las pruebas se llevaron a cabo en el área de radioterapia del Hospital Universitario del Valle - Evaristo García E.S.E, ubicado en la ciudad de Cali en el departamento del Valle del Cauca, Colombia. Si bien, este trabajo se realizó de acuerdo a los materiales particulares disponibles en el HUV y por ende, está orientado a solucionar un problema particular de este establecimiento; la flexibilidad de las pruebas tiene la intención de

propiciar la adaptación, comparación o mejoramiento de esta metodología por parte de otras instituciones médicas.

Los referentes internacionales mencionados sugieren diez pruebas para el control de calidad de la SGRT, de las cuales se implementaron siete en concordancia con los recursos disponibles y las necesidades del servicio de radioterapia. Así, el alcance de esta implementación está limitado a toda prueba que pueda evaluarse a través de imágenes estáticas. Las pruebas relacionadas a la detección de movimientos y procedimientos End-to-End en condiciones dinámicas no se adaptaron al no contar con un simulador físico o dispositivo de movimientos programables.

3.1. Materiales y equipos

3.1.1. Sistema de SGRT

En este trabajo se empleó la versión 2.2 del sistema Identify (Varian Medical System, Palo Alto, CA), equipado con una estación de trabajo dedicada para la planificación de los pacientes y dos dispositivos inalámbricos de mano que permiten utilizar el sistema desde cualquier lugar de la sala de tratamiento.

3.1.2. Acelerador lineal

Se utilizó un acelerador lineal TrueBeam de Varian con la siguiente configuración integrada:

- Camilla de tratamiento PerfectPitch de seis grados de libertad.
- Sistema de obtención de imágenes avanzadas; radiografías de MV/kV, CBCT 4D, CBCT interactiva.

3.1.3. Escáner de tomografía computarizada

En la etapa de simulación se utilizó el SOMATOM go.Top de SIEMENS Healthineers; con tecnología centrada en el paciente y flujos de trabajo que se adaptan de manera óptima a cada tipo de paciente.

3.1.4. Sistema de planeación

La configuración de la superficie de referencia y de las imágenes kV, MV, CBCT fue realizada en el TPS Eclipse, en su versión 16.1. La correcta creación y planificación de la superficie de referencia es esencial para realizar cada una de las pruebas de control de calidad propuestas.

3.1.5. Sistema de registro

El sistema de información oncológica utilizado fue ARIA, el cuál permite compartir al instante la información del paciente y la planificación del tratamiento con el software que controla al TrueBeam.

3.1.6. Simulador físico

El simulador físico utilizado para realizar las pruebas del control de calidad es el simulador base RUBY con el inserto Linac QA el cual posee estructuras óseas equivalentes a tejido para mayor visibilidad en imágenes kV y MV; adicionalmente, una base basculante para pruebas en camilla 6D (ver figura 13).

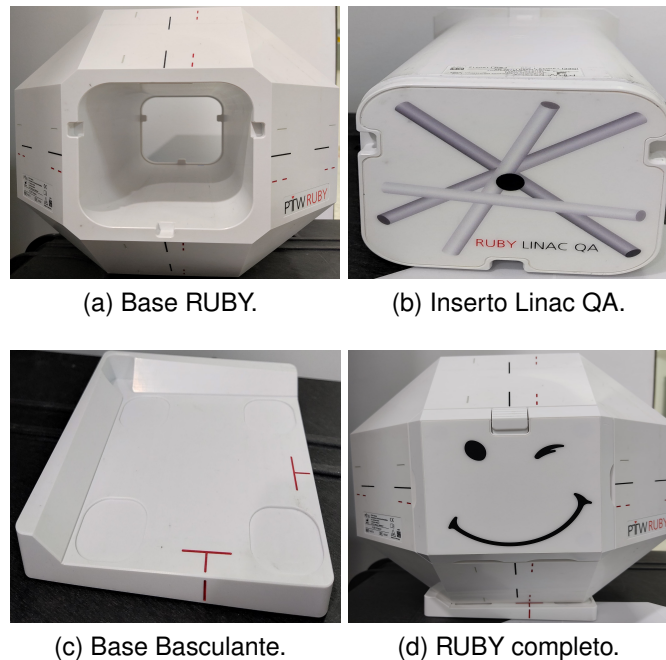


Figura 13: Simulador físico RUBY.

Las franjas de color negro presentes en la base RUBY corresponden al centro geométrico o posición cero del simulador físico.

Las franjas de color rojo presentes en la base RUBY y en la base basculante corresponden a una posición desfasada respecto al centro geométrico. Al ubicar la base RUBY sobre la base basculante haciendo coincidir las franjas rojas se obtienen desfases en 6 grados de libertad respecto al centro geométrico del simulador, lo que permite introducir desviaciones en el posicionamiento del simulador para las diferentes pruebas del control de calidad.

Los 6 grados de libertad se componen de 3 grados angulares y 3 traslacionales al igual que la camilla robótica PerfecPitch.

Los desfases para cada grado de libertad son:

- Desfase lateral: 15 mm
- Desfase longitudinal: 10 mm
- Desfase vertical: 12 mm
- Desfase en el balanceo: 2.5°

- Desfase en el cabeceo: 1.5°
- Desfase en la rotación: 1°

3.1.7. Herramientas informáticas

Se utilizó el software estadístico Minitab y el programa Excel para realizar el análisis estadístico de los datos de las pruebas que así lo requerían. Además, las gráficas y demás recursos para presentar los datos obtenidos también se realizaron en estas dos herramientas según fuera el caso.

3.2. Método

Para consolidar el programa de garantía de calidad de la SGRT se requiere una guía que asegure una comprensión íntegra del funcionamiento del equipo y sus limitaciones, de acuerdo a pruebas realizadas en simuladores físicos. Para esto, se propone un esquema basado en las siguientes tres etapas:

3.2.1. Actividades de preparación

En esta primera etapa se identifican y definen las herramientas y recursos necesarios para el diseño y la ejecución de las pruebas.

■ Simulación

Se realiza una tomografía computarizada al simulador físico RUBY para introducir en el TPS, generar una superficie de referencia y tener imágenes de comparación para realizar IGRT.

■ Planeación del tratamiento

Con el fin de asegurar la estandarización de los procedimientos, se define un plan de tratamiento mediante el TPS donde se programan imágenes de kV, MV y CBCT (radiografías planas de kilovoltaje, radiografías planas de megavoltaje y tomografía computarizada de haz cónico), las cuales se realizan de la misma forma en todas las pruebas que sean necesarias.

3.2.2. Ejecución de las pruebas

En esta etapa se realizan las actividades relacionadas a la ejecución de las pruebas de aceptación y puesta en funcionamiento del sistema de SGRT pertinentes de las mencionadas anteriormente.

■ Adquisición de imágenes

Se utilizan las imágenes obtenidas mediante IGRT (kV, MV y CBCT) como patrón para la comparación en cada una de las pruebas en donde sea necesario. Esto debido que hasta la fecha esta técnica es la más precisa y ampliamente utilizada para el posicionamiento de los pacientes sometidos a radioterapia.

■ **Desarrollo de las pruebas**

Las pruebas se realizan de forma sistemática y ordenada según las especificaciones de cada una; estas son elaboradas de acuerdo a las orientaciones bibliográficas y los recursos disponibles en el hospital.

3.2.3. Actividades de registro

En esta etapa se utilizan recursos informáticos para la recolección y comparación de las mediciones.

■ **Recolección de datos**

En concordancia con los recursos del hospital y con el fin de estandarizar los procesos, los datos se consignan de forma manual en archivos de Excel para su posterior análisis.

■ **Análisis de resultados**

Los datos recolectados se analizan mediante una licencia de software estadístico disponible que permita obtener gráficas de cajas y calcular cantidades estadísticas como desviaciones estándar e intervalos de confianza.

■ **Reporte de resultados**

Los resultados obtenidos en la ejecución de cada prueba se contrastan con los valores recomendados por el TG-147, el informe de la SEFM, las especificaciones del fabricante y las normas protocolarias internas de la institución. Así, se obtiene un informe de resultados a partir del análisis con el software estadístico, que determina si el equipo funciona de forma correcta y es viable utilizarlo en situaciones clínicas.

3.3. Descripción de las pruebas

3.3.1. Determinación del campo de visión del sistema Identify (FOV)

- Se retrajeron los sistemas de imagen (brazos del OBI y el EPID) y se ubicó el gantry del LINAC en 0° para no ocluir ninguna de las cámaras.

- Se llevó la camilla a la siguiente posición:

Vertical: 11,78

Longitudinal: 139

Lateral: 0

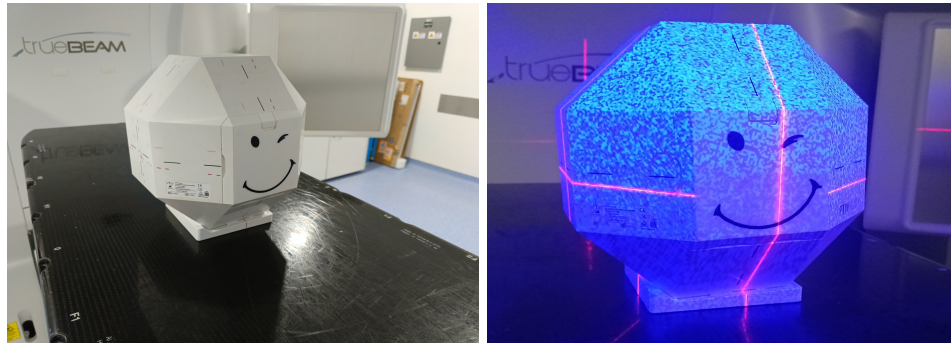
Rotación: 0

Cabeceo: 0

Balanceo: 0

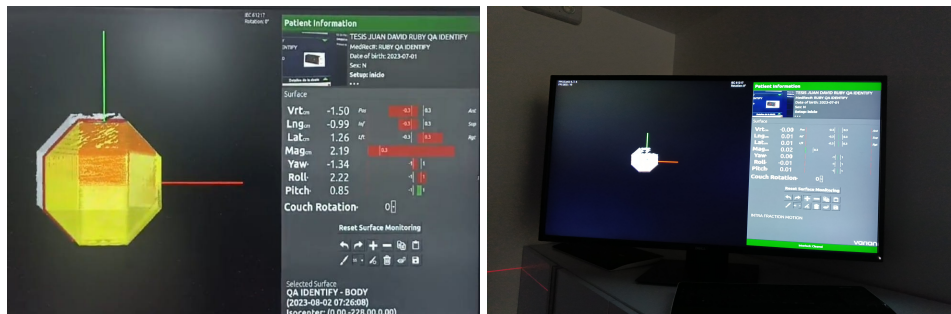
En estas coordenadas de camilla se definió el origen para cuantificar desde allí los desplazamientos máximos en donde se detecta el simulador.

- Se posicionó el simulador físico RUBY completo sobre la camilla con la guía de los láseres de la sala y se reinició la superficie de monitoreo para iniciar con las lecturas del posicionamiento desde cero.



(a) RUBY completo sobre camilla. (b) RUBY completo con la guía de láseres.

Figura 14: Posicionamiento del simulador físico RUBY.



(a) Superficie de referencia. (b) Superficie intrafracción.

Figura 15: Reinicio de la superficie de monitoreo.

- Se desplazó la camilla en las direcciones longitudinal, lateral y vertical hasta que las cámaras (sin oclusiones) dejaran de detectar el RUBY. Siempre que se realizaba un movimiento en alguno de los sentidos se regresaba la camilla a la posición inicial y se reiniciaba la superficie de monitoreo nuevamente.
- Se registraron los desplazamientos máximos en cada dirección y sentido; también los desplazamiento limitados por el movimiento máximo de la camilla.
- Posteriormente, con la camilla y el RUBY en la misma posición se rotó el gantry primero a 305° y luego a 55° para evaluar el campo de visión del sistema al ocluir la cámara de la izquierda mirando hacia el gantry y la cámara de la derecha mirando hacia el gantry respectivamente.
- Finalmente, se desplegaron los sistemas de imagen (OBI y EPID) buscando la mayor oclusión posible de las cámaras y se evaluó el campo de visión del sistema.

3.3.2. Curva de estabilidad térmica del sistema Identify

- El sistema Identify se dejó apagado desde el día anterior a la realización de la prueba aproximadamente 8 horas.
- Se encendió el sistema identify y se realizó el chequeo diario el cual incluye una etapa de precalentamiento para la puesta en marcha del equipo la cual dura alrededor de 7 minutos.
- Para iniciar la prueba se retrajeron los sistemas de imagen (brazos del OBI y el EPID) y se ubicó el gantry del LINAC en 0° para no ocluir ninguna de las cámaras.
- Se llevó la camilla a la siguiente posición:

Vertical: 11,78

Longitudinal: 139

Lateral: 0

Rotación: 0

Cabeceo: 0

Balanceo: 0

- Se posicionó el simulador físico RUBY completo sobre la camilla con la guía de los láseres de la sala y se reinició la superficie de monitoreo para iniciar con las lecturas del posicionamiento desde cero.
- Se mantuvo el RUBY en monitorización continua durante 70 minutos. Se grabó un video durante la monitorización del cual se extrajeron las lecturas de la posición que detectaba el sistema Identify a través del tiempo.

3.3.3. Evaluación de la estabilidad intrafracción del sistema Identify

- Esta prueba se realizó luego de que las cámaras alcanzaran el equilibrio térmico.
- Para iniciar la prueba se retrajeron los sistemas de imagen (brazos del OBI y el EPID) y se ubicó el gantry del LINAC en 0° para no ocluir ninguna de las cámaras.
- Se llevó la camilla a la siguiente posición:

Vertical: 11,78

Longitudinal: 139

Lateral: 0

Rotación: 0

Cabeceo: 0

Balanceo: 0

- Se posicionó el simulador físico RUBY completo sobre la camilla con la guía de los láseres de la sala y se reinició la superficie de monitoreo para iniciar con las lecturas del posicionamiento desde cero.
- Se mantuvo el RUBY en monitorización continua durante 60 minutos. Se grabó un video durante la monitorización del cual se extrajeron las lecturas de la magnitud de la posición que detectaba el sistema Identify a través del tiempo.

3.3.4. Evaluación de la reproducibilidad interfacción en el posicionamiento del sistema Identify

- Para iniciar la prueba se retrajeron los sistemas de imagen (brazos del OBI y el EPID) y se ubicó el gantry del LINAC en 0° para no ocluir ninguna de las cámaras. Solo se despliegan los brazos del OBI en la toma de CBCT, luego se vuelven a retraer.
- Se cargó un plan de tratamiento ya transferido al sistema de registro y verificación y al sistema Identify, el cual contiene la superficie de referencia del centro geométrico (isocentro del tratamiento) extraída de la tomografía realizada al RUBY.
- Se llevó la camilla a la siguiente posición:

Vertical: 11,78

Longitudinal: 139

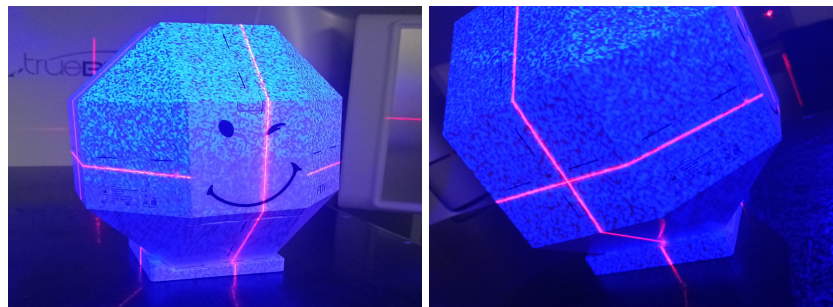
Lateral: 0

Rotación: 0

Cabeceo: 0

Balanceo: 0

- Se posicionó el simulador físico RUBY completo sobre la camilla con la guía de los láseres de la sala; se aseguró que los láseres coincidían con las franjas rojas del RUBY en todas las caras.



(a) Posicionamiento del RUBY frontal.(b) Posicionamiento del RUBY lateral.

Figura 16: Posicionamiento del simulador físico RUBY en las franjas rojas.

- Se registraron los valores de posicionamiento que indicaba el identify. Estos valores presentan los desfases en cada grado de libertad que detecta el Identify entre la posición actual (alineación en franjas rojas) y la posición del isocentro de tratamiento (alineación en franjas negras indicada por la superficie de referencia).

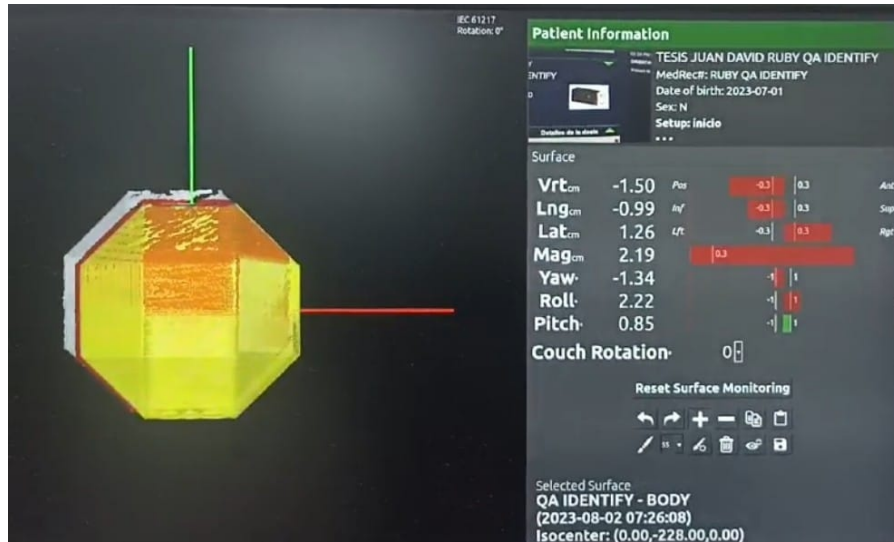


Figura 17: Desfases detectados por el Identify respecto a la superficie de referencia.

- Se adquirió una imagen con CBCT y se realizó la comparación entre la imagen de referencia de la tomografía y la de CBCT de manera manual; se registraron los valores de desfase indicados por las imágenes y posteriormente se aplicaron los movimientos indicados en la camilla.

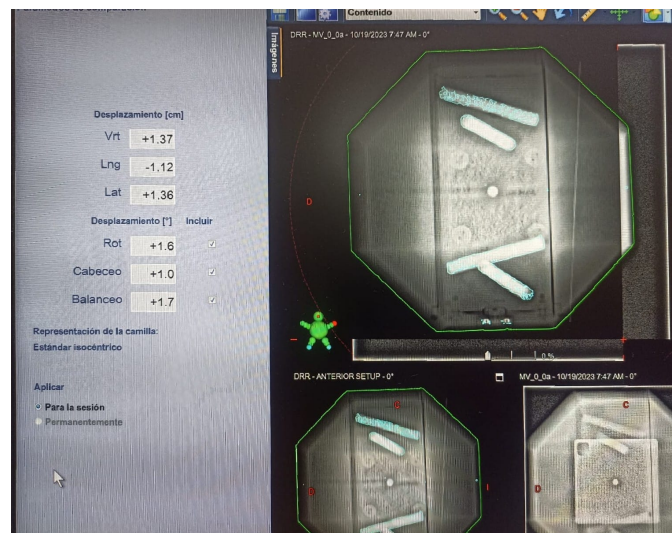


Figura 18: Desfases indicados al comparar la imagen de referencia con la de CBCT.

Para evaluar la capacidad de posicionamiento del sistema Identify se comparan las medidas de este paso (desfases indicados por las imágenes) y las del paso anterior (valores de posicionamiento iniciales indicados por el Identify).

- Finalmente, Se registraron los valores de posicionamiento que indicaba el Identify luego de aplicar los movimientos en la camilla.



Figura 19: Desfases detectados por el identify luego de las correcciones con CBCT.

- Este procedimiento se realizó un total de 30 veces a lo largo del tiempo, simulando la atención de un paciente real.

3.3.5. Evaluación de la exactitud en la detección de desplazamientos en condiciones estáticas del sistema Identify

- Para iniciar la prueba se retrajeron los sistemas de imagen (brazos del OBI y el EPID) y se ubicó el gantry del LINAC en 0° para no ocluir ninguna de las cámaras. Solo se despliegan los brazos del OBI en la toma de CBCT, luego se vuelven a retraer.
- Se cargó un plan de tratamiento ya transferido al sistema de registro y verificación y al sistema Identify, el cual contiene la superficie de referencia del centro geométrico (isocentro del tratamiento) extraída de la tomografía realizada al RUBY.
- Se llevó la camilla a la siguiente posición:

Vertical: 11,78

Longitudinal: 139

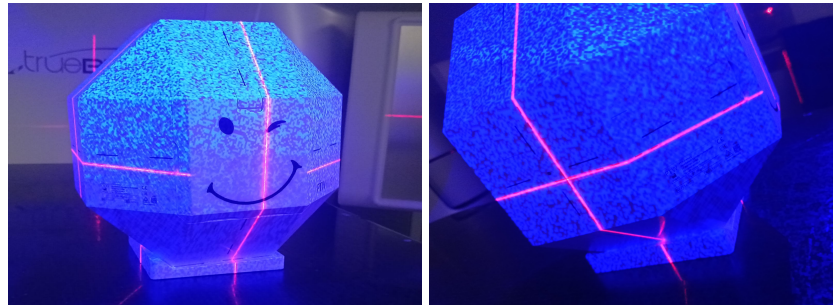
Lateral: 0

Rotación: 0

Cabeceo: 0

Balanceo: 0

- Se posicionó el simulador físico RUBY completo sobre la camilla con la guía de los láseres de la sala; se aseguró que los láseres coincidían con las franjas rojas del RUBY en todas las caras.



(a) Posicionamiento del RUBY frontal. (b) Posicionamiento del RUBY lateral.

Figura 20: Posicionamiento del simulador físico RUBY en las franjas rojas.

- Se registraron los valores de posicionamiento que indicaba el identify. Estos valores presentan los desfases en cada grado de libertad que detecta el Identify entre la posición actual (alineación en franjas rojas) y la posición del isocentro de tratamiento (alineación en franjas negras indicada por la superficie de referencia).

Para esta prueba, las mediciones de este paso son el posicionamiento inicial detectado por el Identify.

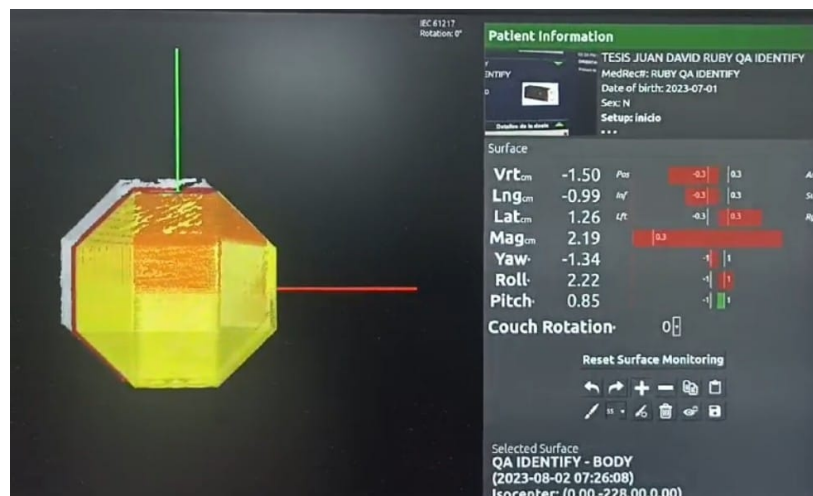


Figura 21: Desfases detectados por el Identify respecto a la superficie de referencia.

- Se adquirió una imagen con CBCT y se realizó la comparación entre la imagen de referencia de la tomografía y la de CBCT de manera manual; se registraron los valores de desfase indicados por las imágenes y posteriormente se aplicaron los movimientos indicados en la camilla.

Los movimientos en camilla se tomaron como el desplazamiento real del simulador físico.

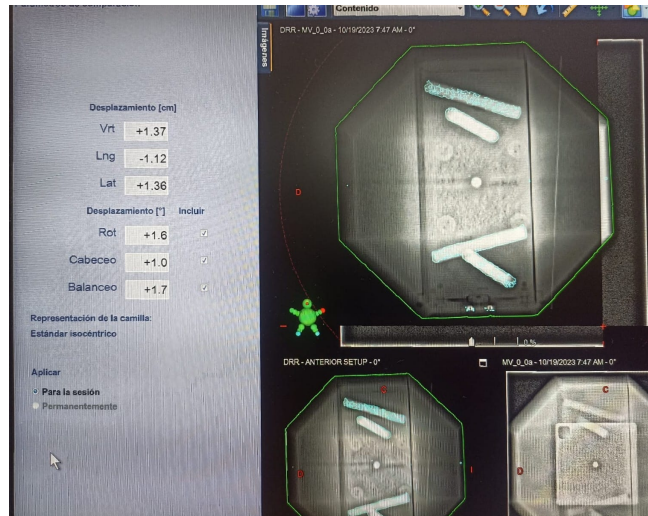


Figura 22: Desfases indicados al comparar la imagen de referencia con la de CBCT.

- Finalmente, Se registraron los valores de posicionamiento que indicaba el Identify luego de aplicar los movimientos en la camilla.

Para esta prueba, las mediciones de este paso son el posicionamiento final detectado por el Identify. Con estos valores y los del posicionamiento inicial, se halla el desplazamiento detectado por el Identify y se compara con el desplazamiento real del simulador físico.



Figura 23: Desfases detectados por el identify luego de las correcciones con CBCT.

- Este procedimiento se realizó un total de 30 veces a lo largo del tiempo, simulando la atención de un paciente real.

3.3.6. Evaluación de la estabilidad intrafracción y de la exactitud en el posicionamiento de pacientes con cáncer de mama

- Inicialmente se ingresó al paciente al sistema del acelerador y del identify donde se carga el tratamiento, las imágenes y las superficies de referencia. Inicialmente, en el Identify se selecciona la superficie de simulación.
- Se realizó un posicionamiento inicial del paciente con ayuda de los fiduciales de simulación, alineando estos con los láseres de la sala y la superficie de referencia extraída de la tomografía realizada en simulación.
- Posteriormente, se realizaron los movimientos de camilla indicados en el tratamiento para llevar al paciente a la posición de irradiación y se actualizó la superficie de referencia a la correspondiente a dicha posición.
- Se realizó la toma de imágenes correspondiente (kV, MV o CBCT), se compararon con las imágenes de simulación de manera automática y se rectificaron de manera manual.
- Se aplicaron los movimientos de camilla indicados en la comparación de las imágenes y se estableció esta configuración como la posición de tratamiento final. Se registraron los desfases en el posicionamiento detectados por el Identify.
- Se reinició la superficie de monitoreo para llevar los desfases a cero, se inició la administración del tratamiento y se registraron los movimientos intrafracción máximos detectados por el Identify a lo largo de la administración.

3.4. Protocolo

Como resultado final, se genera un documento que contiene la descripción detallada del paso a paso a seguir, así como las tolerancias e intervalos de confianza para ejecutar correctamente el programa de garantía de calidad de la radioterapia guiada por superficie. Dicho documento queda a disposición del servicio de radioterapia del HUV para que este sea utilizado como guía base para la preparación y la implementación del equipo en el flujo de trabajo clínico, ver anexos.

3.5. Alcance del trabajo

El protocolo generado puede ser adaptado e implementado en cualquiera de los equipos de SGRT presentes en el mercado hasta la fecha, limitado a las pruebas que puedan ser evaluadas a través de imágenes estáticas.

Aunque en este trabajo no se adaptaron las pruebas interfracción y exactitud de movimiento con rotación de mesa en ángulos grandes debido a que el desarrollo se enfocó en las situaciones clínicas de pacientes con cáncer de mama, la metodología propuesta permite adaptarlas con facilidad cambiando el ángulo inicial de la camilla.

4. Resultados y discusión

Ya realizadas las pruebas que componen el control de calidad de la SGRT, se registra la cuantificación de los parámetros de interés a través de la comparación de los datos obtenidos por el sistema de SGRT y los obtenidos por medio de IGRT. Los valores mostrados en los siguientes apartados son contrastados con los protocolos vigentes, las especificaciones del fabricante del equipo y las normas protocolarias internas de la institución, con el fin de establecer el funcionamiento del sistema Identify.

4.1. Pruebas de control de calidad

4.1.1. Determinación del campo de visión del sistema (FOV)

Se evalúa el alcance de la detección de superficies cuando el objetivo se aleja del isocentro de radiación en todas las direcciones y sentidos traslacionales permitidos, esto con el fin de determinar si el equipo tiene el alcance suficiente para cubrir los posibles cambios de posición que puedan darse en una situación clínica. Además, se evalúa el comportamiento del equipo cuando ocurre la obstrucción de alguna cámara debido a la posición del gantry (el brazo del acelerador que contiene los mecanismos para acelerar el haz), del OBI (del sistema de imágenes) o del EPID.

La tabla (1) muestra los resultados del alcance de visión para cada uno de los casos evaluados. Las posiciones se tomaron con los indicadores de la camilla robótica, donde el sistema coordinado tiene origen en cero y en mil; es decir, los movimientos positivos (arriba, derecha y hacia la cabeza) parten del cero en adelante y los movimientos negativos (abajo, izquierda y hacia pies) parten de mil hacia atrás.

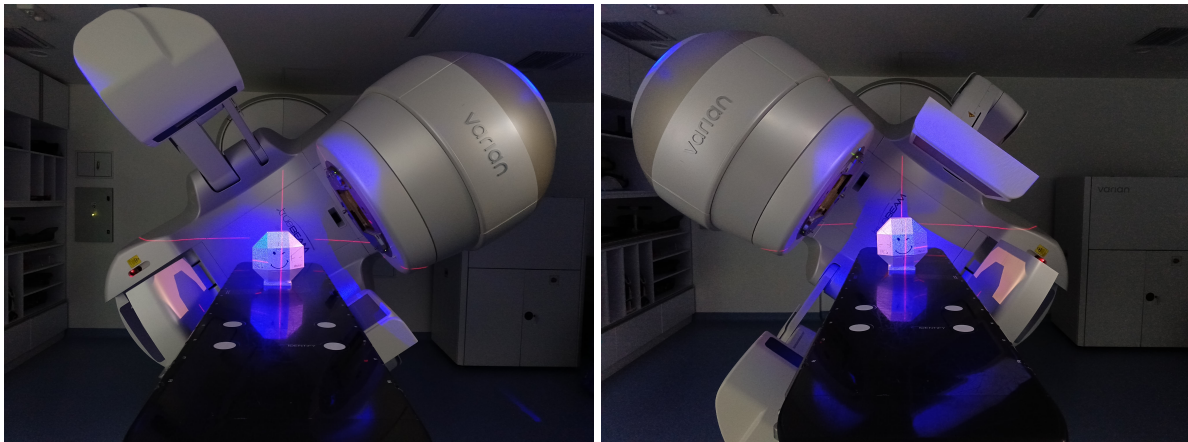
Tabla 1: Resultados de la prueba de campo de visión.

Gantry	Dirección	Sentido	Pos.inicial [cm]	Pos.final [cm]	Desplazamiento [cm]	Observación
Sin oclusión - 0°	Longitudinal	Pies	139.0	106.4	32.6	
		Cabeza	139.0	160.8	21.8	Límite de camilla
	Lateral	Derecha	0.0	24.9	24.9	Límite de camilla
		Izquierda	1000	974.4	25.6	Límite de camilla
	Vertical	Arriba	11.8	32.5	20.7	
		Abajo	11.8	984.1	27.7	
Oclusión - 305°	Longitudinal	pies	139.0	110.7	28.3	
		Cabeza	139.0	160.9	21.9	Límite de camilla
	Lateral	Derecha	0.0	24.9	24.9	Límite de camilla
		Izquierda	1000	1000	0.0	No se permite movimiento
	Vertical	Arriba	11.8	32.6	20.8	
		Abajo	11.8	984.1	27.7	
Oclusión - 55°	Longitudinal	pies	139.0	107.0	32.0	
		Cabeza	139.0	160.9	21.9	Límite de camilla
	Lateral	Derecha	0.0	0.0	0.0	No se permite movimiento
		Izquierda	1000	974.3	25.7	Límite de camilla
	Vertical	Arriba	11.8	32.4	20.6	
		Abajo	11.8	983.4	28.4	

Los resultados mostrados en la tabla (1) indican los desplazamientos máximos de camilla que fue posible realizar, ya sea porque el sistema de cámaras dejó de detectar a RUBY o debido al límite de movimiento que tiene la camilla (en la columna de observaciones se indican los casos en los que al camilla no permitió más movimiento o no lo permitió desde

el inicio debido a la posición del gantry). Como se indica, en los casos que fue posible mover la camilla, todos los desplazamientos en cada una de las direcciones y sentidos traslacionales fue mayor a 20 cm; estos resultados cumplen con lo recomendado por la SEFM [3], que indican que el sistema debe ser funcional en una región de al menos 20 cm en todas las direcciones respecto al isocentro de la unidad de tratamiento.

Adicionalmente, se probó la configuración donde el gantry, el OBI y el EPID obstruían al sistema de cámaras en el mayor rango posible; aunque no fue posible realizar movimientos, el sistema aún detectaba la superficie del RUBY (ver figura 24).



(a) Gantry a 55° y sistema de imágenes extendido. (b) Gantry a 305° y sistema de imágenes extendido.

Figura 24: Configuraciones con despliegue total de los componentes del acelerador lineal y obstrucción con el gantry.

De acuerdo a la SEFM y al flujo típico de pacientes, el sistema tiene un rango de detección suficiente para cubrir los movimientos en el posicionamiento, lo que permite realizar el seguimiento intrafracción y guiar el posicionamiento sin perder seguridad y precisión.

4.1.2. Estabilidad térmica del sistema

Para la caracterización del tiempo de espera necesario para la utilización segura del equipo, se realizó la prueba de estabilidad térmica del sistema de cámaras.

Con el fin de evaluar la repetibilidad de la prueba y los posibles factores que pueden alterar los resultados, se realizaron dos mediciones con una diferencia temporal de aproximadamente seis meses y en condiciones diferentes. La primera medición se realizó en Noviembre del 2023 y la segunda medición en Mayo del 2024.

Las figuras (25) y (26) muestran los resultados de la evaluación de las fluctuaciones en la posición (para los grados de libertad traslacionales y angulares) respecto al tiempo de encendido. Para realizar las gráficas se tomaron dos videos de aproximadamente 70 de los cuales se extrajo un dato cada minuto, para tener así un total de setenta datos para cada caso. Los puntos en las gráficas que se ubican cada diez minutos son la mediana de los diez datos correspondientes; las barras de error corresponden a los valores máximos

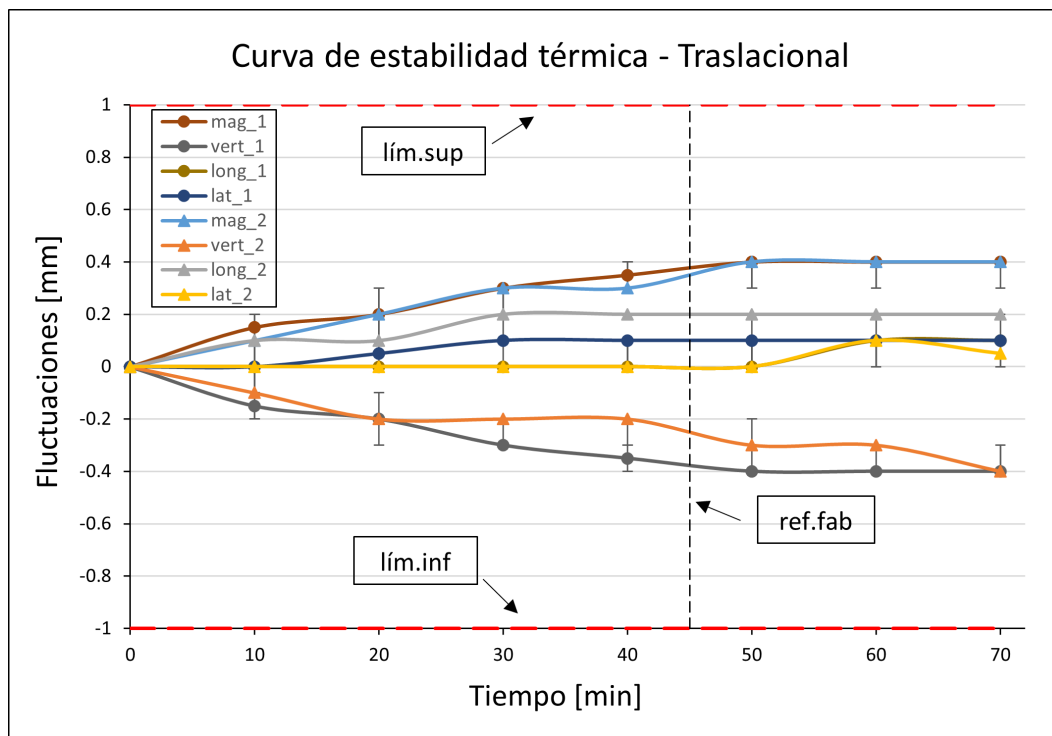


Figura 25: Curva de estabilidad térmica para movimientos traslacionales.

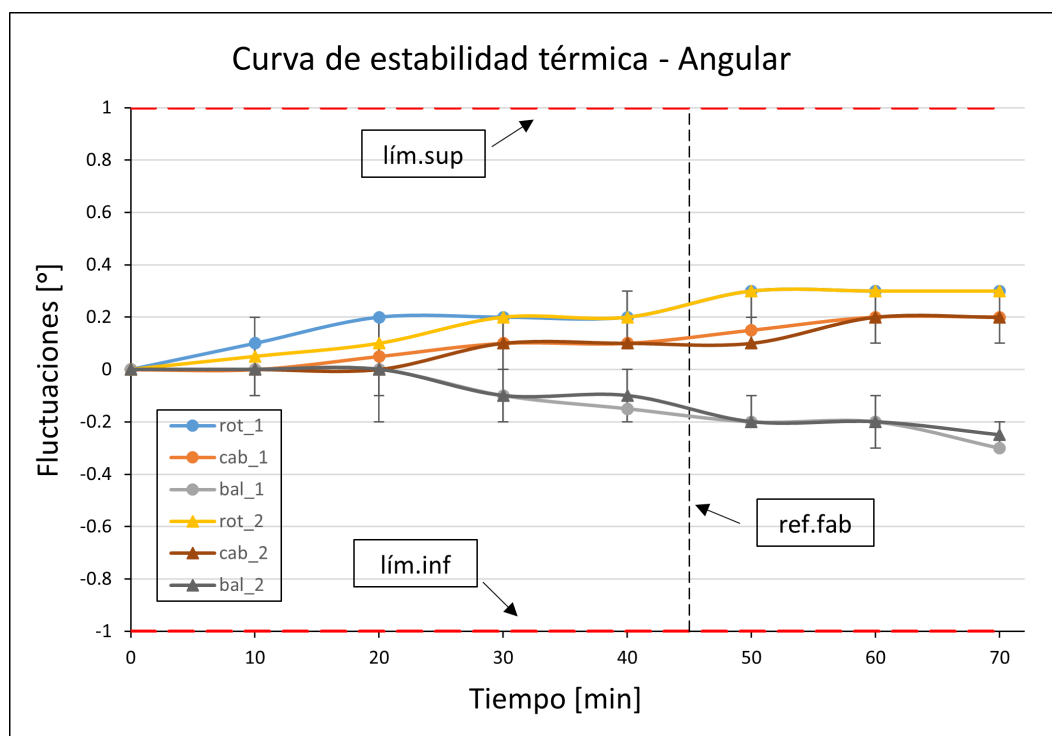


Figura 26: Curva de estabilidad térmica para movimientos angulares.

y mínimos de cada conjunto de datos.

En las gráficas se indican los valores máximos y mínimos permitidos para las desviaciones y la referencia del tiempo de estabilidad que sugiere el fabricante.

Los resultados (ver figura 25) indican que las lecturas de la posición que realiza el equipo en ambas mediciones de los grados de libertad traslacionales se estabilizan alrededor de 50 minutos luego de encender el equipo por primera vez en el día; resultado que difiere solamente en 5 minutos respecto a lo informado por el fabricante en el manual de uso (45 minutos).

Por otro lado, para la segunda medición en dirección vertical (vert_2) no se logra evidenciar de forma clara la estabilidad de las medidas, aunque esta sigue la tendencia de la primera prueba alcanzando un máximo de 0.4 mm, variaciones posteriores pueden afectar en pequeña medida los valores de la magnitud.

Los resultados (ver figura 26) de los grados de libertad angulares presentan un comportamiento similar al descrito para los traslacionales, presentando variaciones a lo sumo de 0.4° .

Lo anterior indica que el tiempo necesario para alcanzar la estabilidad térmica puede depender del tiempo que el equipo lleve sin encenderse o incluso de la temperatura dentro de la sala de tratamiento, teniendo que aumentar el tiempo de espera para utilizar el equipo. Sin embargo, las variaciones máximas registradas (0.4 mm y 0.4°) son valores muy pequeños que no justifican un tiempo de espera extenso para poder utilizar el sistema Identify; adicionalmente, el sistema se enciende de manera frecuente en la semana, por lo que un tiempo de espera de 40 a 45 minutos es suficiente para obtener mediciones estables por parte del sistema Identify.

Al encender el equipo, inicia de forma automática un proceso de precalentamiento antes de poder utilizarse para realizar la prueba o cualquier tipo de acción el cual dura alrededor de 7 minutos, dicho tiempo no se tuvo en cuenta para el reporte de los resultados.

Que las variaciones verticales sean las más discrepantes se debe a que la disposición espacial del sistema de cámaras y la posición del RUBY en la configuración de la prueba son tal que, la parte superior plana del RUBY abarca gran parte del campo de visión y se encuentra retirada de algún punto de referencia, como lo es la camilla para el posicionamiento lateral y longitudinal, cuestión que dificulta la adquisición de la superficie debido a la poca deformación que se da en el patrón de luz proyectado y los limitados puntos de referencia; lo que es también un indicio de que el equipo puede presentar mayores variaciones en aquellas sonas con poco relieve, como puede ser el abdomen en algunos casos.

4.1.3. Estabilidad intrafracción

Con el fin de verificar que el equipo no detecte movimientos inexistentes en medio de un procedimiento de radioterapia, se realizó la prueba de estabilidad intrafracción. La figura (27) muestra los resultados de la evaluación de las fluctuaciones de la magnitud de los movimientos traslacionales en función del tiempo de monitoreo continuo del RUBY.

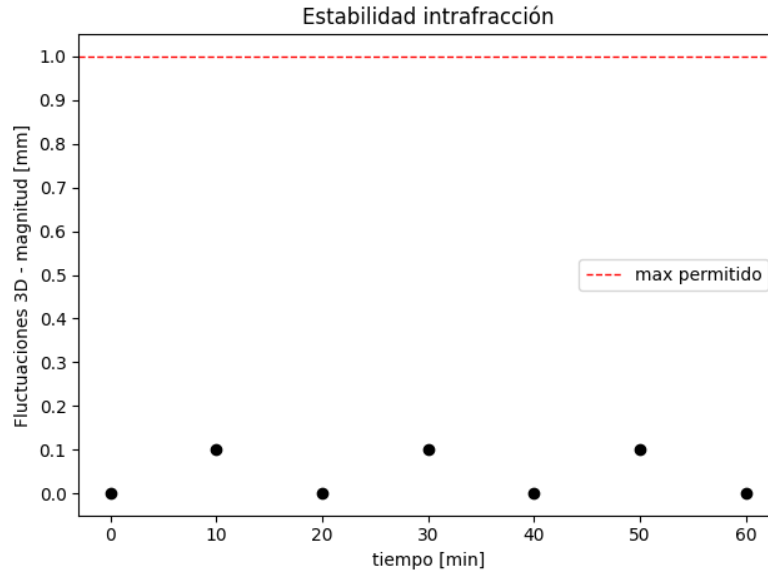


Figura 27: Fluctuaciones 3D respecto al tiempo luego del alcanzar la estabilidad térmica.

Los resultados indican que las lecturas del sistema se mantienen estables en torno a cero con pequeñas variaciones de 0.1 mm luego de alcanzar la estabilidad térmica; es decir, no se detectan movimientos inexistentes que puedan ocasionar un falso posicionamiento, lo que permite utilizar el equipo con seguridad a lo largo del día sin perder exactitud.

4.1.4. Reproducibilidad interfacción

Con el fin de comprobar la reproducibilidad del equipo en lo que respecta al posicionamiento a lo largo de las sesiones de un tratamiento se realizó la prueba de reproducibilidad interfacción utilizando el simulador físico RUBY. Para la prueba se utilizó como patrón de medida del posicionamiento los valores obtenidos mediante imágenes de CBCT (ver figura 28).



Figura 28: Diagrama de flujo de la prueba de reproducibilidad interfacción.

Los diagramas de cajas y bigotes que se presentan en las figuras (29) y (30) muestran los resultados de la diferencia entre el posicionamiento inicial detectado por las imágenes (CBCT) y el detectado por el Identify. Cada conjunto de medidas se realizó con un posicionamiento completo del RUBY desde cero simulando un tratamiento fraccionado de radioterapia, lo que permite utilizar los resultados obtenidos como la evaluación de la prueba end-to-end para el posicionamiento; se realizó un total de 30 medidas.

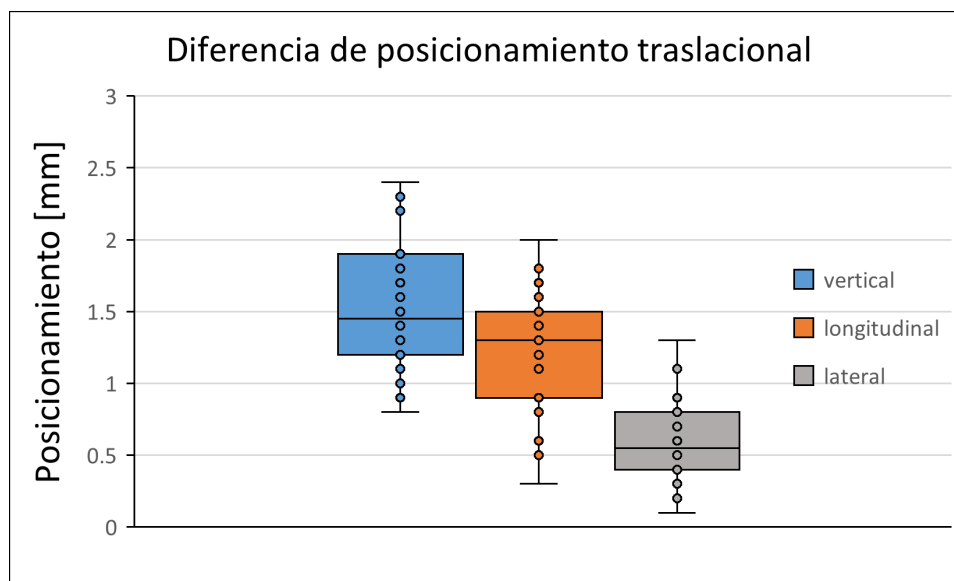


Figura 29: Gráfica de cajas y bigotes para la diferencia de posicionamiento traslacional.

Los valores de la mediana junto al intervalo de confianza para la diferencia de posicionamiento son 1.5 mm IC95 % (1.2 : 1.8), 1.3 mm IC95 % (0.9 : 1.4) y 0.6 mm IC95 % (0.4 : 0.7), en dirección vertical, longitudinal y lateral, respectivamente. Esto quiere decir que, si la prueba se repitiera un total de 100 veces, 95 de esas veces el valor medio de la diferencia de posicionamiento en dirección vertical estaría situado entre 1.2 mm y 1.8 mm, en dirección longitudinal entre 0.9 mm y 1.4 mm y en dirección lateral entre 0.4 mm y 0.7 mm.

Aunque el sistema de cámaras, el posicionamiento del simulador físico y en general las condiciones de la prueba sean las mismas para cada dirección, el valor medio de las diferencias de posicionamiento son diferentes, donde la vertical presenta la diferencia de posicionamiento mayor, seguida por la longitudinal y luego por la lateral. Adicionalmente, se tiene que la dispersión de los cuartos (ancho de la caja: 0.7 mm, 0.6 mm y 0.4 mm para la dirección vertical, longitudinal y lateral, respectivamente) y la amplitud del intervalo de confianza presentan el mismo comportamiento descrito para las medianas; lo cual indica que la dirección vertical presenta una mayor dispersión de los datos, seguida de la dirección longitudinal y luego por la dirección lateral.

Estas diferencias entre los valores medios y la dispersión de los cuartos podrían atribuirse a la configuración del sistema de cámaras. Por un lado, al estar posicionadas dos cámaras a los lados de la camilla estas aumentan la cantidad de puntos y, por ende, de información

que se obtiene de la superficie en dirección lateral; luego, la información que pueda obtener la cámara que se encuentra justo al frente del acelerador y la camilla da cuenta del posicionamiento en dirección longitudinal; pero, no hay exclusivamente una cámara sobre el plano de la camilla o completamente sobre la camilla que se encargue del posicionamiento vertical, sino que este se obtiene a partir de las contribuciones que puedan brindar cada una de las cámaras desde los respectivos puntos de vista.

De forma general, la diferencia de posicionamiento entre el sistema Identify y las imágenes de CBCT en los grados de libertad traslacionales no presentó valores atípicos ni una variación entre dos medidas mayor a 1.7 mm; además, en ningún caso se registró una diferencia de posicionamiento mayor a 3 mm. La amplitud de los intervalos de confianza y la dispersión de los cuartos indican que las diferencias de posicionamiento entre mediciones se mantienen estables.

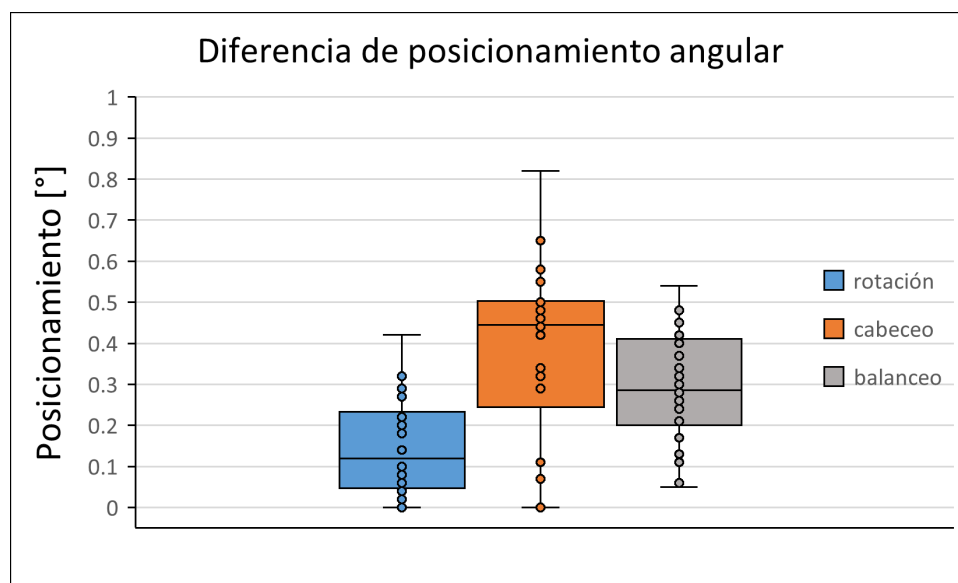


Figura 30: Gráfica de cajas y bigotes para la diferencia de posicionamiento angular.

Los valores de la mediana junto al intervalo de confianza para la diferencia de posicionamiento son 0.1° IC95 % (0.1 : 0.2), 0.5° IC95 % (0.3 : 0.5) y 0.3° IC95 % (0.3 : 0.4), para rotación, cabeceo y balanceo, respectivamente. Esto quiere decir que, si la prueba se repitiera un total de 100 veces, 95 de esas veces el valor medio de la diferencia de posicionamiento en rotación estaría situado entre 0.1° y 0.2° , en cabeceo entre 0.3° y 0.5° y en balanceo entre 0.3° y 0.4° .

Al igual que en la diferencia de posicionamiento en los grados de libertad traslacionales los valores medios son diferentes. Donde la diferencia de posicionamiento en el cabeceo es mayor, seguida del balanceo y luego de la rotación. Igualmente, dichas diferencias entre los valores medios podrían atribuirse a la configuración del sistema de cámaras. Las razones son similares al caso de los grados de libertad traslacionales; el posicionamiento en rotación está descrito completamente por las tres cámaras ya que este movimiento involucra al plano en el cual se realizan los movimientos laterales y longitudinales, lo que

optimiza la toma de puntos de la superficie y mejora el posicionamiento; por otro lado, en el balanceo se ven mayormente involucradas las dos cámaras que se encuentran a los lados de la camilla, por lo que se obtiene un buen posicionamiento; finalmente, el cabeceo involucra al plano en el cual se realizan los movimientos verticales, por lo que es esperable que aquí se encuentren las mayores diferencias de posicionamiento.

La dispersión de los cuartos (ancho de la caja: 0.2° , 0.3° y 0.2° para rotación, cabeceo y balanceo, respectivamente) y la amplitud del intervalo de confianza son bastantes similares, esto es debido a que las diferencias angulares suelen ser de menor magnitud que las traslaciones.

De forma general, la diferencia de posicionamiento en los grados de libertad angulares no presentó valores atípicos ni una variación entre dos medidas mayor a 0.82° ; en ningún caso se registró una diferencia de posicionamiento mayor a 1.5° . La amplitud de los intervalos de confianza y la dispersión de los cuartos indican que las diferencias de posicionamiento entre mediciones se mantienen estables.

La capacidad del sistema Identify para realizar el posicionamiento inicial del paciente cumple con las tolerancias adoptadas por el servicio para la radioterapia estereotáctica. Además, el sistema demostró poder reproducir el posicionamiento a lo largo de las fracciones de tratamiento.

4.1.5. Exactitud en la detección de desplazamientos en condiciones estáticas

Con el fin de evaluar la capacidad del equipo para detectar los movimientos del objetivo de manera exacta sin tener en cuenta la dinámica respiratoria, se realizó la prueba de exactitud en la detección de desplazamientos en condiciones estáticas utilizando el simulador físico RUBY. Para la prueba se utilizó como patrón de medida del desplazamiento los valores obtenidos mediante imágenes de CBCT y aplicados en la camilla robótica (ver figura 31).

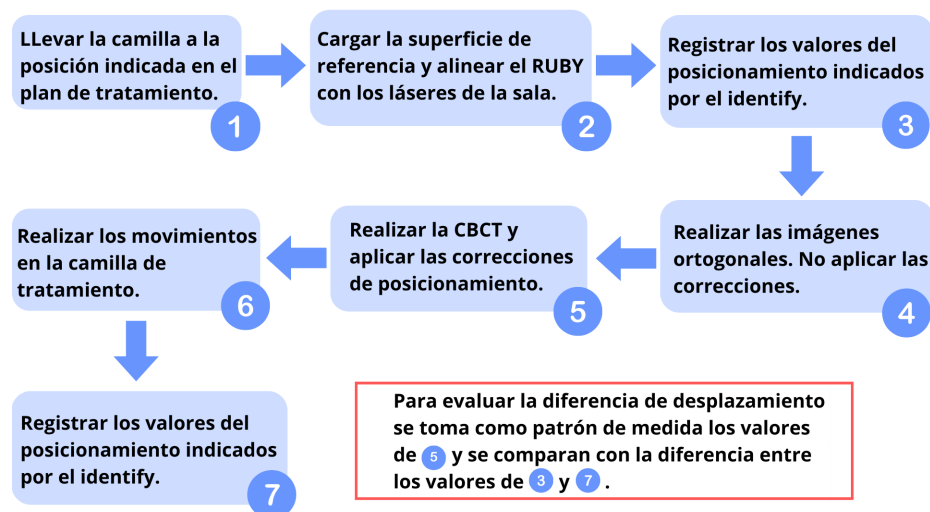


Figura 31: Diagrama de flujo de la prueba de exactitud en los desplazamientos.

Los diagramas de cajas y bigotes que se presentan en las figuras (32) y (33) muestra los resultados de la diferencia entre el desplazamiento indicado por las imágenes (CBCT) realizado en la camilla robótica, y el detectado por el Identify. Cada conjunto de medidas se realizaron con un posicionamiento completo del RUBY desde cero simulando un tratamiento fraccionado de radioterapia, lo que permite utilizar los resultados obtenidos como la evaluación de la prueba end-to-end para la detección de desplazamientos; se realizó un total de 30 medidas.

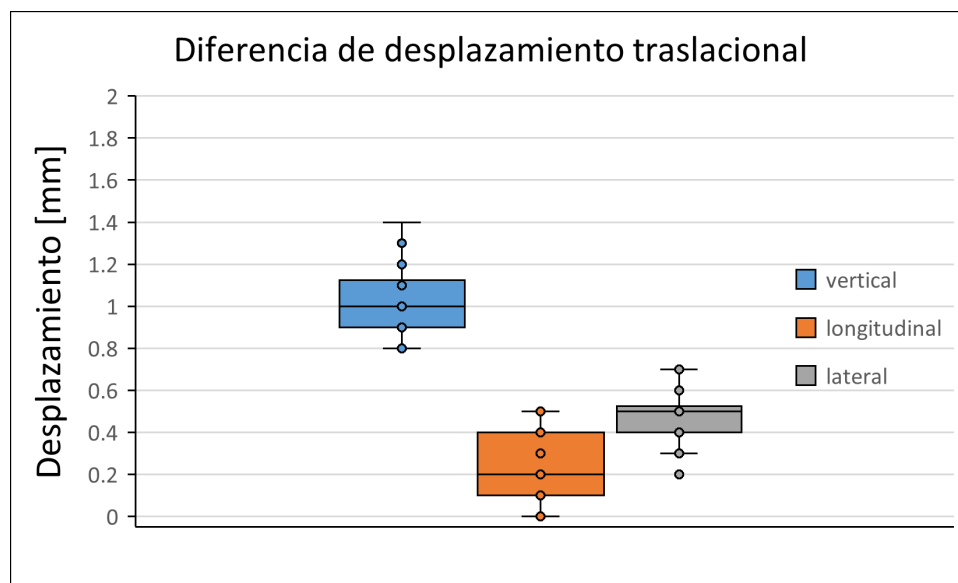


Figura 32: Gráfica de cajas y bigotes para la diferencia de desplazamiento traslacional.

Los valores de la mediana junto al intervalo de confianza para la diferencia de desplazamiento son 1.0 mm IC95 % (0.9 : 1.1), 0.2 mm IC95 % (0.1 : 0.3) y 0.5 mm IC95 % (0.4 : 0.5), en dirección vertical, longitudinal y lateral, respectivamente. Esto quiere decir que, si la prueba se repitiera un total de 100 veces, 95 de esas veces el valor medio de la diferencia desplazamiento en dirección vertical estaría situado entre 0.9 mm y 1.1 mm, en dirección longitudinal entre 0.1 mm y 0.3 mm y en dirección lateral entre 0.4 mm y 0.5 mm.

La dispersión de los cuartos (ancho de la caja: 0.2 mm, 0.3 mm y 0.1 mm para la dirección vertical, longitudinal y lateral, respectivamente) es mucho menor que la dispersión de los cuartos para el posicionamiento, lo que indica que luego de las correcciones del posicionamiento, el sistema tiene la capacidad de detectar con mayor precisión la superficie.

Al igual que en la diferencia de posicionamiento, la dirección vertical presenta una diferencia mayor frente a las imágenes de CBCT y la dirección lateral se mantiene como la de menor dispersión de los datos.

La SEFM recomienda una tolerancia para la diferencia de desplazamiento en los grados de libertad traslacionales de 1 mm para tratamientos estereotácticos. Los resultados anteriores muestran que la diferencia de desplazamiento en los grados de libertad trasla-

cionales a lo largo de todas las mediciones son menores a 1 mm, con excepción de los movimientos verticales. Sin embargo, el valor máximo registrado en dirección vertical fue de 1.4 mm, presentando así una diferencia de 0.4 mm con el valor de referencia la cual no se considera relevante físicamente para el posicionamiento del paciente.

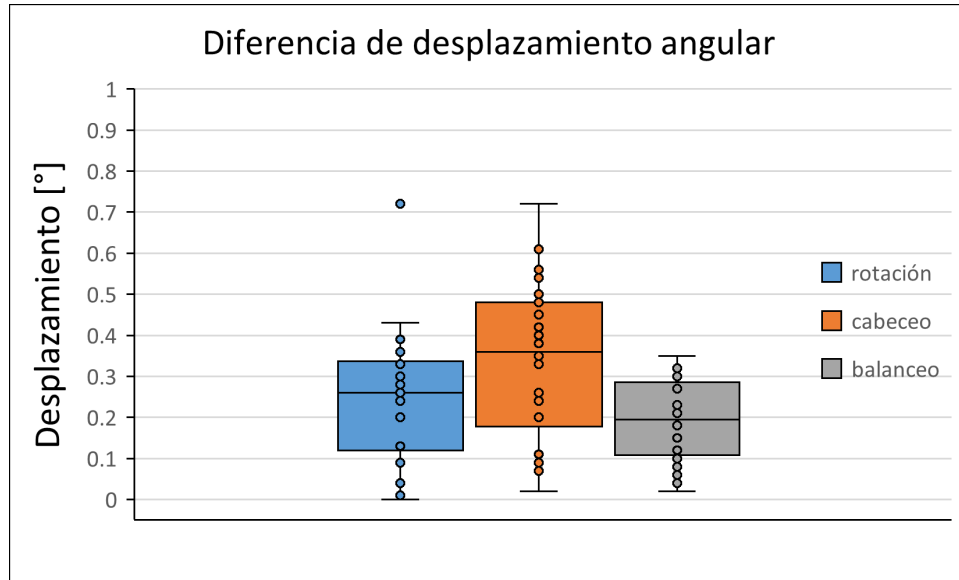


Figura 33: Gráfica de cajas y bigotes para la diferencia de desplazamiento angular.

Los valores de la mediana junto al intervalo de confianza para la diferencia de desplazamiento son 0.3° IC95 % (0.2 : 0.3), 0.4° IC95 % (0.3 : 0.4) y 0.2° IC95 % (0.1 : 0.3), para rotación, cabeceo y balanceo, respectivamente. Esto quiere decir que, si la prueba se repitiera un total de 100 veces, 95 de esas veces el valor medio de la diferencia de desplazamiento en rotación estaría situado entre 0.2° y 0.3° , en cabeceo entre 0.3° y 0.4° y en balanceo entre 0.1° y 0.3° .

La dispersión de los cuartos (ancho de la caja: 0.2° , 0.3° y 0.2° para rotación, cabeceo y balanceo, respectivamente) mantiene los mismos valores respecto a la prueba de posicionamiento. Este hecho podría indicar que este es el límite en cuanto a la precisión del equipo en movimientos angulares.

Al igual que en la diferencia de posicionamiento, el cabeceo presenta una diferencia mayor respecto a las imágenes de CBCT y una mayor dispersión de los datos.

La SEFM recomienda una tolerancia para la diferencia de desplazamiento en los grados de libertad angulares de 1° para tratamientos estereotácticos. Los resultados anteriores muestran que la diferencia de desplazamiento en los grados de libertad angulares a lo largo de todas las mediciones son menores a 1° .

El sistema identify demostró tener la capacidad para detectar de forma correcta los desplazamientos introducidos en la camilla robótica con diferencias menores o cercanas a 1 mm y 1° .

4.1.6. Estabilidad intrafracción y exactitud en el posicionamiento de pacientes con cáncer de mama

Siguiendo la metodología aplicada en el caso del simulador físico RUBY de manera paralela a las sesiones de tratamiento, se obtienen valores de referencia para el posicionamiento y el seguimiento intrafracción de los pacientes a partir de la comparación de las lecturas realizadas por el sistema Identify y las correcciones dadas por imágenes (ver la figura (34) que ilustra el esquema general de una sesión de tratamiento explicado en la metodología).

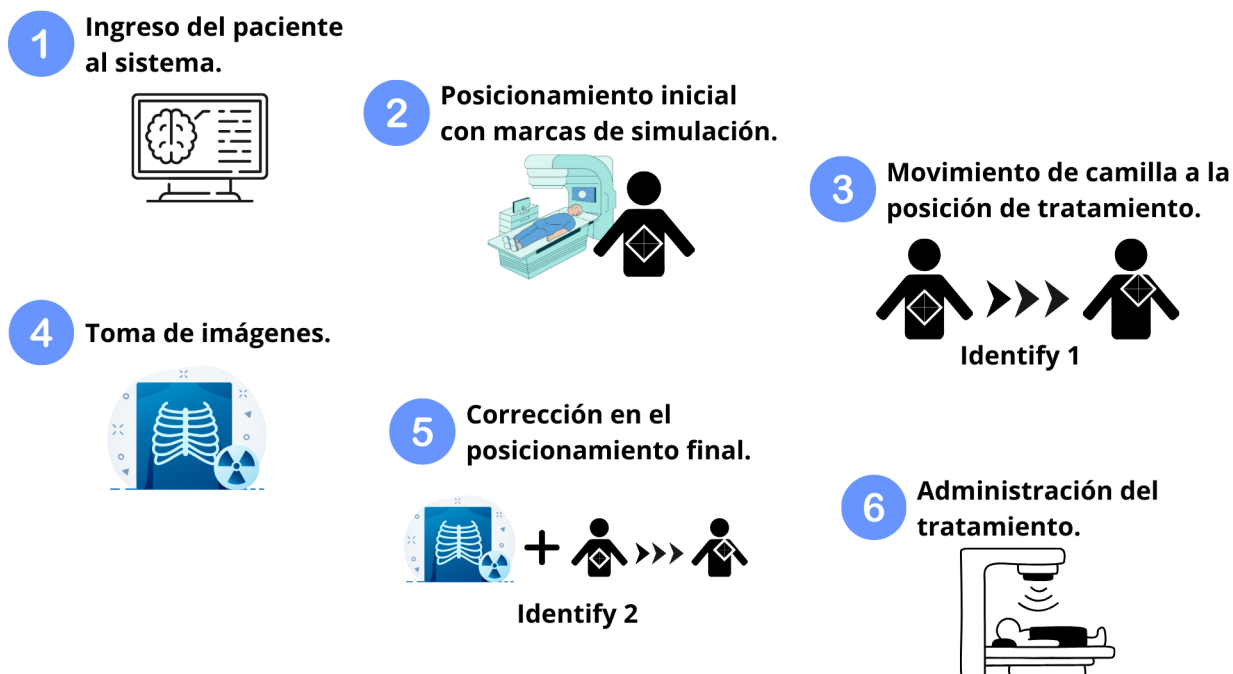


Figura 34: Esquema general de una sesión de tratamiento.

Los datos de los pacientes que se contrastaron con los valores de referencia (intervalos de confianza) obtenidos de las pruebas con el simulador físico RUBY y con las tolerancias adoptadas por el servicio, corresponden a tres pacientes con cáncer de mama (seno derecho). Se registraron los valores de posicionamiento, diferencia de desplazamiento y estabilidad intrafracción de cada paciente en tres ocasiones, cada conjunto de datos se tomó en un día diferente a lo largo del tratamiento (ver tabla 2).

Como se puede ver en la tabla (2), los valores en el posicionamiento intrafracción de todas las pacientes y en todas las sesiones se mantuvieron dentro de las tolerancias (menores a 1 mm).

En la mayoría de las sesiones el posicionamiento del paciente excedió las tolerancias; sin embargo, no sucedió en todos los grados de libertad. Por ejemplo, en la sesión 1 del paciente 2 el único grado de libertad que excedió las tolerancias fue el rotacional. Lo mismo sucede con las diferencias de desplazamiento.

Tabla 2: Comparación de los valores de posicionamiento, desplazamiento y estabilidad intrafracción de pacientes respecto a los valores para el RUBY.

Paciente	Sesión	Prueba	Resultado	Dirección - Fallo
Paciente 1	Sesión 1	Posicionamiento	✓	
		Desplazamiento	✓	
		Intrafracción	✓	
	Sesión 2	Posicionamiento	x	lat-bal
		Desplazamiento	x	long
		Intrafracción	✓	
	Sesión 3	Posicionamiento	x	vert-cab-bal
		Desplazamiento	x	lat-long-rot-cab
		Intrafracción	✓	
Paciente 2	Sesión 1	Posicionamiento	x	rot
		Desplazamiento	x	vert-lat
		Intrafracción	✓	
	Sesión 2	Posicionamiento	x	cab
		Desplazamiento	x	long-cab-bal
		Intrafracción	✓	
	Sesión 3	Posicionamiento	x	long-lat-rot-bal
		Desplazamiento	x	rot-bal
		Intrafracción	✓	
Paciente 3	Sesión 1	Posicionamiento	x	cab-bal
		Desplazamiento	x	long-bal
		Intrafracción	✓	
	Sesión 2	Posicionamiento	x	bal
		Desplazamiento	x	long-bal
		Intrafracción	✓	
	Sesión 3	Posicionamiento	x	bal
		Desplazamiento	x	vert-bal
		Intrafracción	✓	

En estas sesiones de tratamiento no se utilizó directamente el sistema Identify en el flujo de trabajo clínico (se utilizó de manera paralela sin participar en la toma de decisiones) debido a que aún no se había implementado el protocolo clínicamente; sin embargo, el Identify mostró inicialmente ser una herramienta eficiente para el monitoreo continuo del paciente, con buena exactitud en el posicionamiento para la mayoría de los grados de libertad.

A partir de lo anterior se proponen dos flujos de trabajo clínico, uno para el caso en el que se tienen programadas imágenes ortogonales o CBCT y otro para el caso en el que

no se realizan imágenes (figuras 35 y 36).

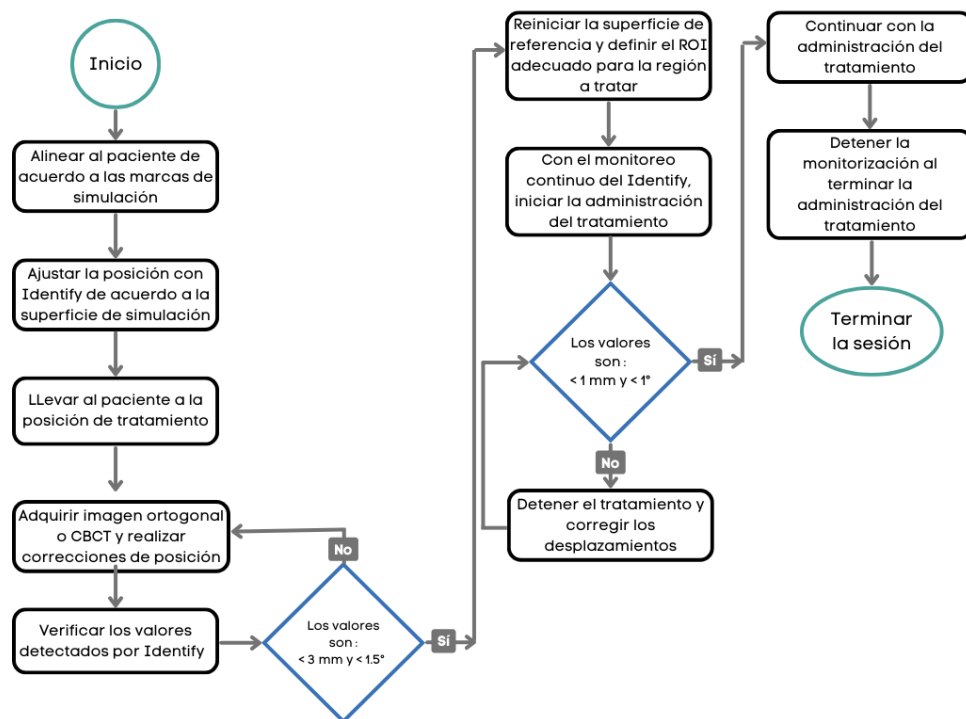


Figura 35: Flujo de trabajo clínico con imágenes programadas.

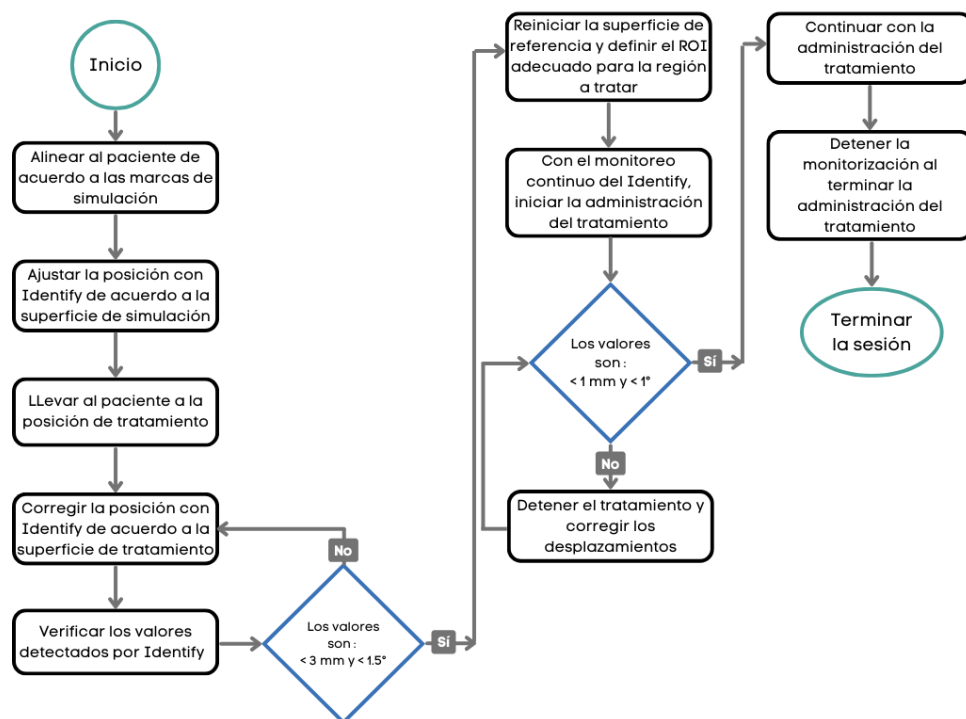


Figura 36: Flujo de trabajo clínico sin imágenes programadas.

5. Conclusiones

Los resultados obtenidos en cada una de las pruebas permiten establecer la operatividad y funcionamiento adecuado del Identify. El tamaño del campo de visión, la estabilidad intrafracción, la reproducibilidad en el posicionamiento y la exactitud en la detección de movimientos cumplen con las tolerancias recomendadas por los referentes internacionales y son suficientes para realizar el seguimiento intrafracción y guiar el posicionamiento con seguridad siguiendo las normas protocolarias internas del servicio.

En este trabajo se logró adaptar un control de calidad para la radioterapia guiada por superficie utilizando el sistema Identify y el simulador físico RUBY con base en las pruebas recomendadas en el TG-147 y por la SEFM para la evaluación de la SGRT. Aunque el tema del control de calidad es tratado por múltiples autores, es importante reconocer el arduo trabajo vinculado a la adaptación de cada una de las pruebas para el protocolo en función de los recursos y necesidades específicas del servicio de radioterapia con el fin de fortalecer el programa de garantía de calidad.

Se diseñó un documento que contiene un protocolo de control de calidad de la radioterapia guiada por superficie utilizando el sistema Identify. Dicho documento quedó a disposición del servicio de radioterapia del HUV para ser utilizado como una guía base para la preparación e implementación del sistema Identify en el flujo de trabajo clínico.

	PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT) CON EL SISTEMA IDENTIFY. HOSPITAL UNIVERSITARIO DEL VALLE "EVARISTO GARCÍA" E.S.E	
---	---	---

El protocolo de control de calidad para la radioterapia guiada por superficie cumple la función de verificar el funcionamiento adecuado del Identify para que así se asegure la calidad en la administración de los tratamientos. Particularmente, el Identify es un equipo que compromete la administración del tratamiento, en el sentido que interviene en el posicionamiento inicial y en el monitoreo intrafracción del paciente.

1) Objetivos

Objetivo general:

Establecer una guía práctica con las pautas necesarias para la evaluación del funcionamiento del equipo Identify empleado en la radioterapia guiada por superficie en el área de radioterapia del Hospital Universitario del Valle - Evaristo García E.S.E.

Objetivos específicos:

- Comprobar la correcta transmisión de datos entre el sistema de planificación de tratamiento (TPS), la unidad de tratamiento y el Identify.
- Determinar el campo de visión (FOV) y las posibles obstrucciones de las cámaras.
- Evaluar la estabilidad térmica del sistema.
- Evaluar la estabilidad intrafracción.
- Evaluar la reproducibilidad interfacción.
- Evaluar la exactitud y precisión en la detección de los desplazamientos del objetivo, con camilla a 0° y sin movimiento respiratorio.
- Evaluar la exactitud y precisión en la detección de los desplazamientos del objetivo, sin movimiento respiratorio y con rotación de camilla.
- Evaluar la exactitud y precisión en la detección de los desplazamientos del objetivo, con camilla a 0° y movimiento respiratorio.
- Realizar pruebas end-to-end para tratamientos en condiciones estáticas.

2) Alcance

Este protocolo se debe llevar a cabo según la frecuencia indicada para cada una de las pruebas utilizando el simulador físico RUBY.

Figura 37: Protocolo de control de calidad de SGRT.

EL sistema Identify demostró tener un campo de visión de más de 20 cm alrededor del isocentro de radiación en todas las direcciones traslacionales aun cuando se ocluyó una de las cámaras. Además, las diferencias entre el Identify y las imágenes de CBCT se mantuvieron por debajo de 3 mm - 1.5° para posicionamiento y 1 mm - 1° para desplazamiento.

Aunque es prudente esperar el tiempo indicado para lograr la estabilidad térmica del sistema (40 a 45 minutos), las variaciones máximas en las lecturas (0.4 mm) permiten que en caso de ser necesario, el sistema sea utilizado antes de tiempo sin afectar de forma significativa el posicionamiento o monitoreo en vivo de la superficie.

Este trabajo se considera representativo al sentar los criterios del buen funcionamiento del sistema de guiado de superficie Identify, que favorecen la calidad y seguridad en la prestación del servicio de radioterapia.

El protocolo propuesto puede ayudar a detectar, de manera indirecta, fallas en algún otro componente implicado en el proceso de radioterapia; como la inestabilidad de la camilla o pérdida de precisión en el sistema de imágenes.

6. Trabajos futuros

Las pruebas se podrían realizar en un futuro con un simulador físico antropomórfico con el fin de lograr mayor fidelidad respecto a un procedimiento clínico real.

Se propone como trabajo de próximos estudiantes o investigadores, desarrollar nuevas metodologías de acuerdo con los avances tecnológicos, para así optimizar los recursos, afrontando los retos que se pueden presentar al proponer o actualizar protocolos de control de calidad de la SGRT.

Se invita a estudiantes o investigadores que se encuentren interesados en profundizar en el control de calidad de la SGRT a destinar esfuerzos en generar un código que automatice el análisis de datos, incluyendo una interfaz gráfica que facilite la comunicación con el usuario. Además, la creación de una base de datos para almacenar la información de los resultados de cada prueba de manera que sea posible observar la tendencia de los parámetros en función del tiempo y así poder realizar un diagnóstico del estado de los componentes del equipo, también puede ser evaluada como proceso de mejora.

Se invita a los diferentes servicios de radioterapia a tomar este trabajo como la base del entendimiento del desempeño de sistemas de radioterapia guiada por superficie y a partir de ello, extender su uso clínico evaluando las capacidades de dichos sistemas en el posicionamiento y monitoreo de diferentes tipos de pacientes.

A. Anexo 1

Protocolo del control de calidad para el identify

El protocolo de control de calidad para la radioterapia guiada por superficie cumple la función de verificar el funcionamiento adecuado del Identify para que así se asegure la calidad en la administración de los tratamientos. Particularmente, el Identify es un equipo que compromete la administración del tratamiento, en el sentido que interviene en el posicionamiento inicial y en el monitoreo intrafracción del paciente.

Objetivo general

Establecer una guía práctica con las pautas necesarias para la evaluación del funcionamiento del equipo Identify empleado en la radioterapia guiada por superficie en el área de radioterapia del Hospital Universitario del Valle - Evaristo García E.S.E.

Objetivos específicos

- Comprobar la correcta transmisión de datos entre el sistema de planificación de tratamiento (TPS), la unidad de tratamiento y el Identify.
- Determinar el campo de visión (FOV) y las posibles obstrucciones de las cámaras.
- Evaluar la estabilidad térmica del sistema.
- Evaluar la estabilidad intrafracción.
- Evaluar la reproducibilidad interfracción.
- Evaluar la exactitud y precisión en la detección de los desplazamientos del objetivo, con camilla a 0° y sin movimiento respiratorio.
- Evaluar la exactitud y precisión en la detección de los desplazamientos del objetivo, sin movimiento respiratorio y con rotación de camilla.
- Realizar pruebas end-to-end para tratamientos en condiciones estáticas.

Alcance

Este protocolo se debe llevar a cabo según la frecuencia indicada para cada una de las pruebas utilizando el simulador físico RUBY.

Responsables

Tecnólogos en radioterapia y físicos médicos.

Recursos generales

- Simulador base RUBY T40072
- Inserto RUBY Linac QA T40072.1.200
- Base basculante T40072.1.030

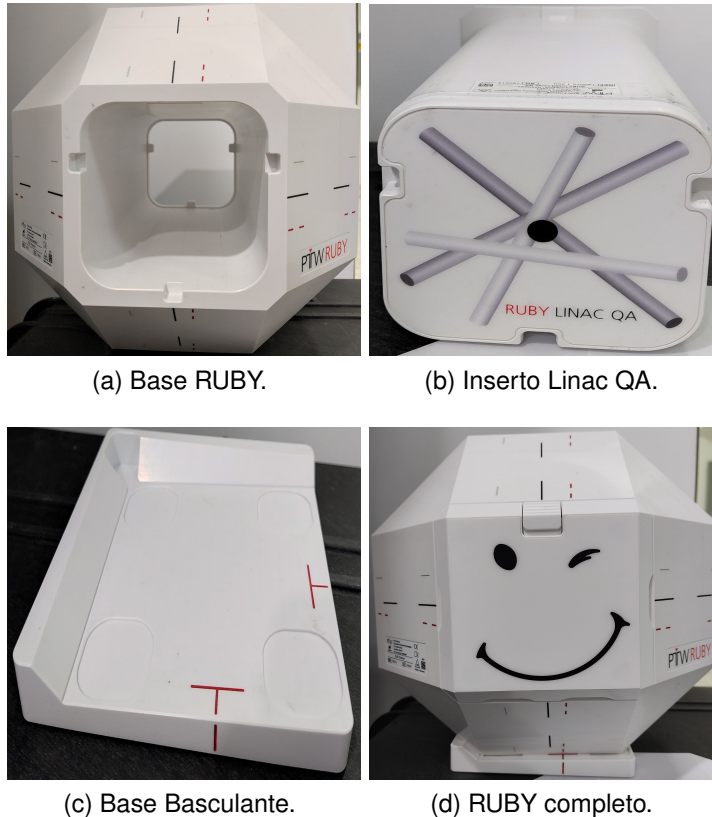


Figura 38: Simulador físico RUBY.

Actividades previas

Esta es una serie de tareas o actividades que se deben realizar durante la ejecución de las pruebas para el control de calidad de la SGRT.

El punto de partida para el desarrollo de las actividades es que tanto el TrueBeam, el sistema de registro (ARIA) y el Identify se enciendan correctamente y la comunicación entre estos esté activa.

■ Encendido del Identify.

Encienda el equipo con un mínimo de 40 minutos de anticipación antes de empezar las pruebas o cualquier tipo de operación con él (exceptuando la prueba de estabilidad térmica). Si el equipo lleva un tiempo sin ser encendido (un mes aproximadamente o más), debe encender el equipo con mínimo 45 minutos de

anticipación para asegurar la estabilidad térmica del sistema; de lo contrario, las medidas que tome pueden variar significativamente.

■ Configuración de los componentes del acelerador y el sistema de imágenes.

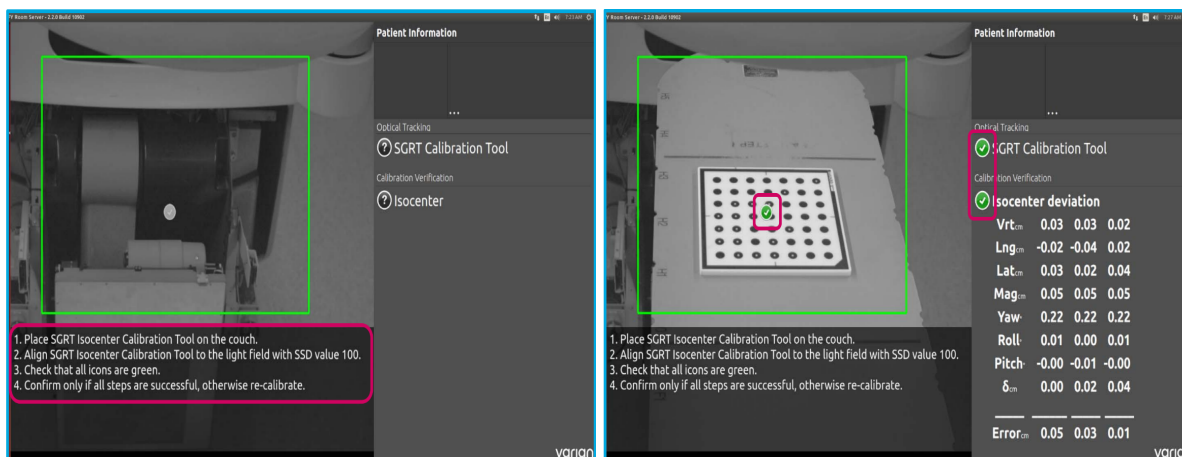
Ingresa a la sala de tratamiento para configurar los componentes del acelerador en las posiciones señaladas a continuación:

- Mantenga los brazos del OBI y el Portal Vision retraídos (solo moverlos en el momento de realizar las imágenes, luego volverlos a retraer).
- Coloque el gantry a 0° (solo moverlo en caso de ser necesario para la toma de imágenes o para alguna prueba que lo requiera, luego llevarlo de nuevo a 0°).

■ Chequeo diario del Identify.

Realice el chequeo diario del equipo que viene por defecto programado por el fabricante para asegurar que se cumplen las condiciones de aceptación para el funcionamiento del equipo.

- Realice la prueba de calibración del isocentro tal y como se indica en el monitor de la sala. Asegúrese de que los iconos de calibración y desviación estén en verde y confirme la prueba (ver 39). En caso de no pasar la prueba, repetir el proceso; si el problema persiste, informar al físico médico.

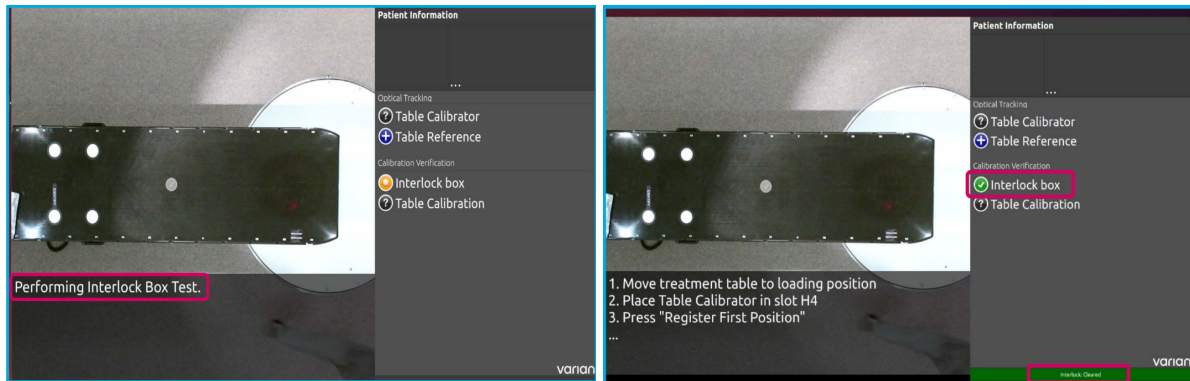


(a) Indicaciones para la prueba.

(b) Valores para la calibración y desviación.

Figura 39: Calibración del isocentro.

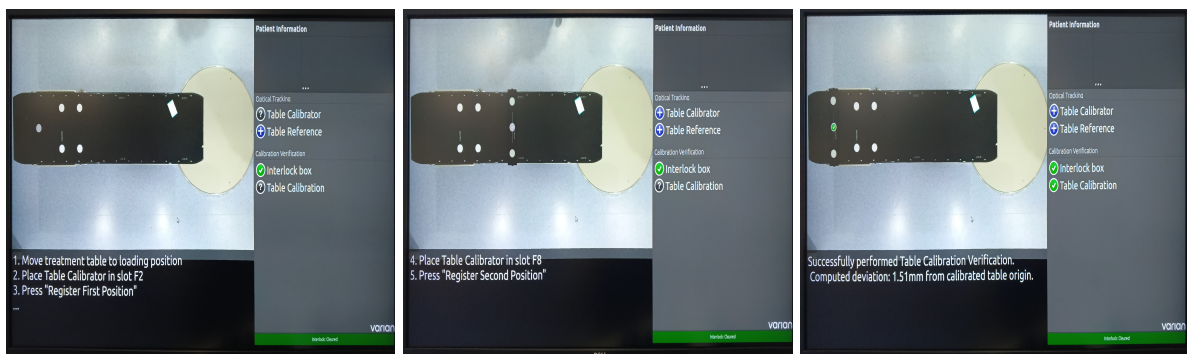
- Ponga en marcha la prueba de verificación de la caja de bloqueo que comunica al Identify con el acelerador. Asegúrese que el icono pase a color verde acabada la prueba (ver 40).
- Acabada la prueba anterior, automáticamente el sistema entra en la prueba de calibración de los marcadores ópticos. Realice esta prueba con la tabla de calibración tal y como se indica en el monitor de la sala; verifique que el icono pase a color verde y confirme la finalización de la prueba (ver 41).



(a) Indica que la prueba se está ejecutando.

(b) Indica que la prueba ha terminado con éxito.

Figura 40: Verificación de la caja de bloqueo.



(a) Paso 1.

(b) Paso 2.

(c) Prueba completada.

Figura 41: Verificación y calibración de los marcadores ópticos.

■ Agendamiento y selección del chequeo.

- Busque en la agenda del acelerador el paciente **RUBY QA IDENTIFY, TESIS JUAN DAVID (RUBY QA)** y programe la sesión (ver 42).
- Seleccione el usuario programado en la unidad de tratamiento e inicie en modo QA.

■ Inicio del chequeo desde el Identify.

En el celular seleccione **Override Patient**, luego **switch To Treatment Position** y por último, la superficie de referencia **QA IDENTIFY - BODY** (ver 43).

Cuadro Cita

Ubicación/Actividad
 Hospital: Hospital Universitario del Valle
 Departamento: Radioterapia
 Categoría de la actividad: 07 MANTENIMIENTO Y CALIBRAC
 Actividad: CHEQUEO DIARIO RUBY

Personas/Recursos
 Buscar apellido:
 Buscar nombre:
 Buscar ID1:
 Búsqueda avanzada ...
 Nuevo paciente ...

Paciente seleccionado: RUBY QA IDENTIFY, TESIS JUAN DAVID (RUBY QA)

Recursos/Personal
 TB4765HUV
 Agregar... Eliminar

Detalles de la cita
 Fecha: 26/04/2024
 Hora de inicio: 7:00:00
 Hora de finalización: 7:30:00
 Duración: 00:30
 Recordatorio: ☐ Mostrar recordatorio 0 Minuto(s) antes de la fecha de inicio

Repetir: ☐ Sugerir horas ...
☐ Repetir ...
☐ Eliminar repetición

Nota sobre la cita:

Prioridad de la cita: Media
 Vía clínica: CONTROL DE CALIDAD
 Estado de la cita: Completado manualmente

Tareas: Cuestionarios | Lista de comprobación |
 Nombre ... Fecha límite Asignada a Cuestion... Lista d... Propiet...

Agregar...
 Abrir...
 Eliminar

Ayuda Aceptar Cancelar Lista de espera

Figura 42: Información para el agendamiento de la prueba.

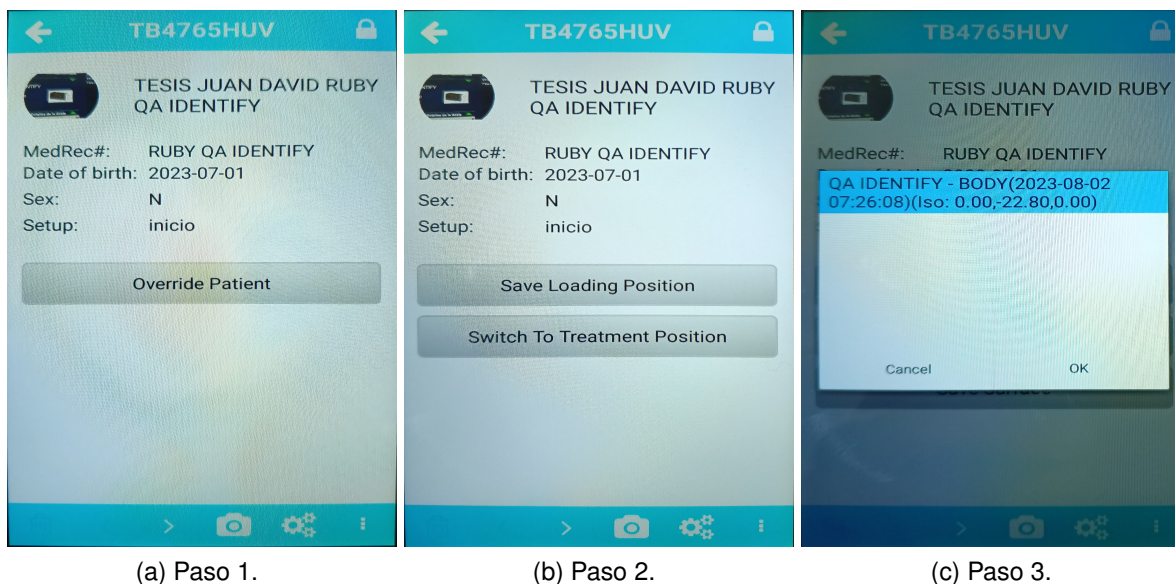
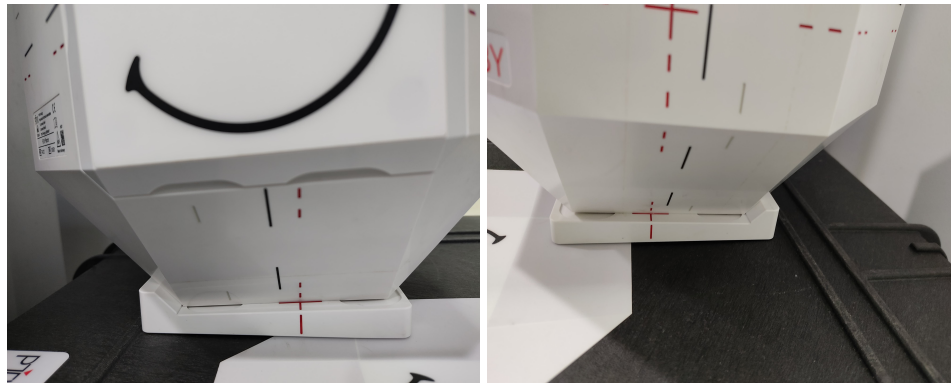


Figura 43: Selección de la superficie desde el celular.

■ Posicionamiento del RUBY en la base.

El cuerpo del RUBY debe quedar totalmente alineado sobre la base basculante, es decir, que las líneas rojas punteadas coincidan (ver 44).

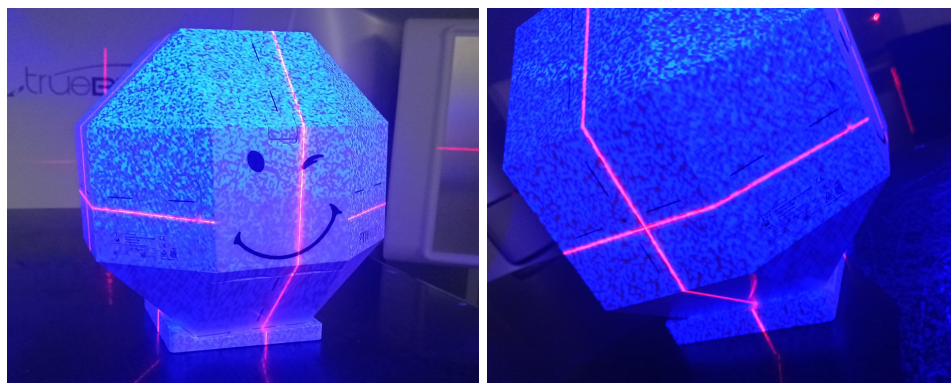
Para posicionar el RUBY en la camilla, los láseres de la sala deben quedar alineados con las marcas rojas punteadas del RUBY y la base (ver 45).



(a) Alineación frontal.

(b) Alineación lateral.

Figura 44: Simulador físico RUBY alineado sobre la base.



(a) Alineación frontal.

(b) Alineación lateral.

Figura 45: Simulador físico RUBY sobre la base, posicionado con ayuda de los láseres.

Pruebas de control de calidad para el Identify

Campo de visión (FOV)

■ Objetivo.

Evaluar el alcance de la detección de superficies cuando el objetivo se aleja del isocentro de radiación en todas las direcciones y sentidos traslacionales permitidos, esto con el fin de determinar si el equipo tiene el alcance suficiente para cubrir los posibles cambios de posición que puedan darse en una situación clínica.

■ Frecuencia.

Luego de actualizaciones, reparaciones o cualquier tipo de cambio tanto en los sistemas como en el equipo.

■ Referencias.

TG-147 e Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por

Superficie (SGRT).

■ Instrumentación.

- Simulador base RUBY T40072
- Inserto RUBY Linac QA T40072.1.200
- Base basculante T40072.1.030

■ Metodología.

1. Lleve la camilla a la siguiente posición:

Vertical: 11,78

Longitudinal: 139

Lateral: 0

Rotación: 0

Cabeceo: 0

Balanceo: 0

2. Posicione el RUBY en el isocentro guiándose con los láseres de la sala (los láseres deben coincidir con las líneas rojas punteadas. La cara del RUBY debe estar orientada hacia los pies; asegúrese que el cuerpo del RUBY quede totalmente alineado sobre la base basculante, es decir, que las líneas rojas punteadas coincidan (ver figuras 44 y 45).
3. Reinicie la superficie de monitoreo (ver figura 46).

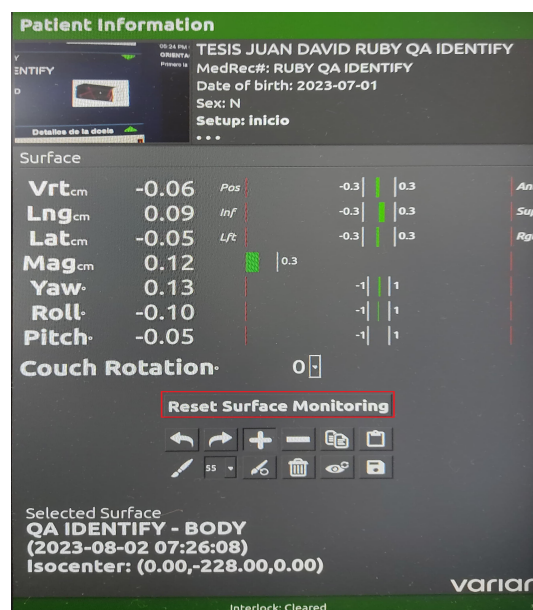


Figura 46: Reiniciar la superficie de referencia.

4. Desplace la camilla de forma longitudinal hacia pies hasta que el monitor de la sala deje de dar lecturas sobre la superficie o hasta donde la camilla permita el movimiento y registre la nueva posición longitudinal.

Mueva la camilla hasta la posición inicial y reinicie nuevamente la superficie de monitoreo.

5. Desplace la camilla de forma longitudinal hacia cabeza hasta que el monitor de la sala deje de dar lecturas sobre la superficie o hasta donde la camilla permita movimiento y registre la nueva posición longitudinal.

Mueva la camilla hasta la posición inicial y reinicie nuevamente la superficie de monitoreo.

6. Desplace la camilla de forma lateral hacia la derecha hasta que el monitor de la sala deje de dar lecturas sobre la superficie o hasta donde la camilla permita movimiento y registre la nueva posición lateral.

Mueva la camilla hasta la posición inicial y reinicie nuevamente la superficie de monitoreo.

7. Desplace la camilla de forma lateral hacia la izquierda hasta que el monitor de la sala deje de dar lecturas sobre la superficie o hasta donde la camilla permita movimiento y registre la nueva posición lateral.

Mueva la camilla hasta la posición inicial y reinicie nuevamente la superficie de monitoreo.

8. Desplace la camilla de forma vertical hacia arriba hasta que el monitor de la sala deje de dar lecturas sobre la superficie o hasta donde la camilla permita movimiento y registre la nueva posición vertical.

Mueva la camilla hasta la posición inicial y reinicie nuevamente la superficie de monitoreo.

9. Desplace la camilla de forma vertical hacia abajo hasta que el monitor de la sala deje de dar lecturas sobre la superficie o hasta donde la camilla permita movimiento y registre la nueva posición vertical.

Mueva la camilla hasta la posición inicial y reinicie nuevamente la superficie de monitoreo.

10. Mueva el gantry hasta la posición de 305° y repita los pasos desde el 4 hasta el 9, sin realizar el paso 7.

11. Mueva el gantry hasta la posición de 55° y repita todos los pasos desde el 4 hasta el 9, sin realizar el paso 6.

■ **Cálculo y análisis de los resultados.**

Para cada caso, calcule el cambio en la posición restando la posición final menos la inicial y anote estos valores.

- **Tolerancia.**

± 20 cm en todas las direcciones, según la SEFM.

El resultado podría ser menor o incluso cero solo en los casos en donde la camilla llegue al límite de movimiento.

- **Acciones correctivas.**

Si el resultado de la prueba no es favorable, repita la prueba; si los datos se vuelven a salir de la tolerancia informar al personal cualificado para tomar decisiones en función de las consecuencias asociadas a la falla.

Estabilidad térmica

- **Objetivo.**

Caracterizar el tiempo de espera necesario para la utilización segura del equipo luego de que este se enciende por primera vez en el día.

- **Frecuencia.**

1. Luego de actualizaciones, reparaciones o cualquier tipo de cambio tanto en los sistemas como en el equipo.
2. Semestral.

- **Referencias.**

Documento del fabricante.

- **Instrumentación.**

- Simulador base RUBY T40072
- Inserto RUBY Linac QA T40072.1.200
- Base basculante T40072.1.030

- **Metodología.**

Esta prueba se debe iniciar lo más rápido posible, justo después del chequeo diario.

1. Lleve la camilla a la siguiente posición:

Vertical: 11, 78

Longitudinal: 139

Lateral: 0

Rotación: 0

Cabeceo: 0

Balanceo: 0

2. Posicione el RUBY en el isocentro guiándose con los láseres de la sala (los láseres deben coincidir con las líneas rojas punteadas. La cara del RUBY debe estar orientada hacia los pies; asegúrese que el cuerpo del RUBY quede totalmente alineado sobre la base basculante, es decir, que las líneas rojas punteadas coincidan (ver figuras 44 y 45).
3. Reinicie la superficie de monitoreo (ver figura 47).

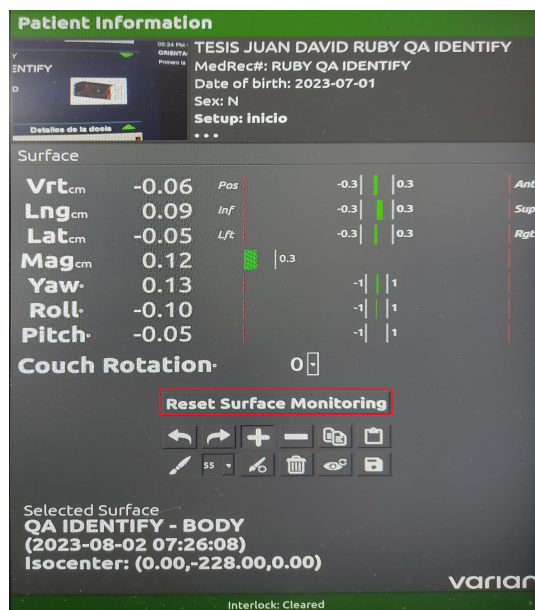


Figura 47: Reiniciar la superficie de referencia.

4. Mantenga al RUBY en esta posición en monitoreo continuo durante 80 minutos. Anote los valores de la posición según la siguiente tabla:

Tabla 3: Datos de las fluctuaciones traslacionales en función del tiempo.

Tiempo [min]	Mag [mm]	vert [mm]	Long [mm]	Lat [mm]
0	0	0	0	0
2				
10				
20				
40				
50				
60				
70				
80				

Nota: Los valores que aparecen en el monitor se encuentran en cm, la tabla debe ser llenada con los valores en mm. Para hacer esta conversión, solo se debe correr la coma decimal un número a la derecha, es decir, si el número en el monitor es 1.25 cm entonces el valor que se debe reportar es 12.5 mm.

■ **Cálculo y análisis de los resultados.**

Realice la gráfica de estabilidad térmica de acuerdo a los valores consignados en la tabla anterior.

■ **Tolerancia.**

- **Tiempo para asegurar la estabilidad térmica:** Entre 45 y 50 minutos, según el fabricante. Si el equipo lleva mucho tiempo sin ser encendido, la estabilidad se logra pasados los 70 minutos; sin embargo, si las variaciones se mantienen menores a 0.4 mm al llegar a los 50 minutos es razonable terminar la prueba.
- **Fluctuación máxima:** No hay referencia; se propone un límite de ± 1 mm.

■ **Acciones correctivas.**

Si las fluctuaciones en el posicionamiento sobrepasan los límites o si no se estabilizan las medidas durante la prueba; revisar el sistema de aire acondicionado y verificar que este se encuentre funcionando con normalidad, sino es el caso, informar la inconsistencia. Seguidamente reinicie el equipo y realice nuevamente la prueba. Si la prueba falla de nuevo, informar al personal cualificado para tomar decisiones en función de las consecuencias asociadas a la falla.

Estabilidad intrafracción

■ **Objetivo.**

Verificar que el equipo no detecte movimientos inexistentes en medio de un procedimiento de radioterapia.

■ **Frecuencia.**

- Luego de actualizaciones, reparaciones o cualquier tipo de cambio tanto en los sistemas como en el equipo.
- Semestral.

■ **Referencias.**

TG-147, Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT).

■ **Instrumentación.**

- Simulador base RUBY T40072
- Inserto RUBY Linac QA T40072.1.200
- Base basculante T40072.1.030

■ **Metodología.**

1. Espere de 50 a 70 minutos luego de prender el equipo para empezar la prueba.

2. Lleve la camilla a la siguiente posición:
 Vertical: 11, 78
 Longitudinal: 139
 Lateral: 0
 Rotación: 0
 Cabeceo: 0
 Balanceo: 0
3. Posicione el RUBY en el isocentro guiándose con los láseres de la sala (los láseres deben coincidir con las líneas rojas punteadas. La cara del RUBY debe estar orientada hacia los pies; asegúrese que el cuerpo del RUBY quede totalmente alineado sobre la base basculante, es decir, que las líneas rojas punteadas coincidan (ver figuras 44 y 45).
4. Reinicie la superficie de monitoreo (ver figura 48).

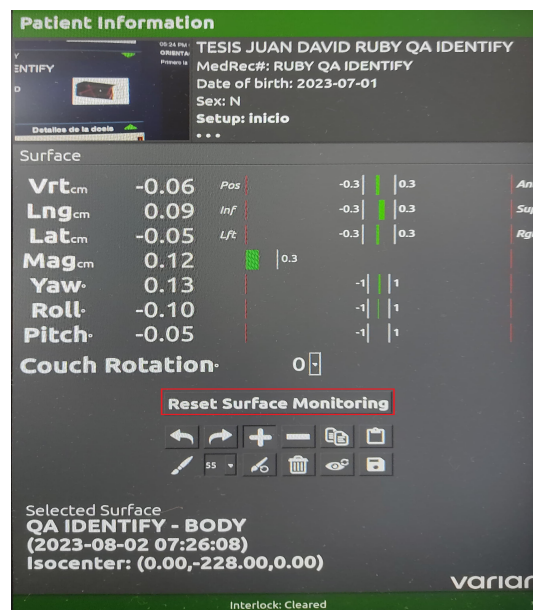


Figura 48: Reiniciar la superficie de referencia.

5. Mantenga al RUBY en esta posición en monitoreo continuo durante 60 minutos. Anote los valores de la posición según la tabla (4).

Nota: Los valores que aparecen en el monitor se encuentran en cm, la tabla debe ser llenada con los valores en mm. Para hacer esta conversión, solo se debe correr la coma decimal un número a la derecha, es decir, si el número en el monitor es 1,25 cm entonces el valor que se debe reportar es 12,5 mm.

■ Cálculo y análisis de los resultados.

Tabla 4: Datos de las fluctuaciones 3D en función del tiempo luego de alcanzar la estabilidad térmica.

Tiempo [min]	Mag [mm]
0	0
10	
20	
30	
40	
50	
60	

Realice la gráfica de estabilidad intrafracción de acuerdo a los datos consignados en la tabla anterior.

■ **Tolerancia.**

- Menor a 0.5 mm para tratamientos estereotácticos.
- Menor a 1 mm para tratamientos convencionales.

■ **Acciones correctivas.**

Si las fluctuaciones en el posicionamiento sobrepasan los límites o si no se estabilizan las medidas alrededor de un valor durante la prueba, reinicie el equipo y realice nuevamente la prueba. Si la prueba falla de nuevo, informar al personal cualificado para tomar decisiones en función de las consecuencias asociadas a la falla.

Reproducibilidad interfacción y detección de desplazamientos en condiciones estáticas

■ **Objetivos.**

1. Evaluar la precisión del sistema en el posicionamiento a lo largo de diferentes sesiones con el fin de detectar posibles desviaciones que comprometan el posicionamiento del paciente.
2. Evaluar la exactitud con la que el equipo mide los desplazamientos del paciente.

■ **Frecuencia.**

- Diario para la detección de desplazamientos.
- Mensual para la reproducibilidad interfacción.

■ **Referencias.**

TG-147, Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT).

■ Instrumentación.

- Simulador base RUBY T40072
- Inserto RUBY Linac QA T40072.1.200
- Base basculante T40072.1.030

■ Metodología.

En este caso, las pruebas se realizan de manera diaria, sin embargo, se hacen dos análisis de resultados con frecuencias diferentes.

1. Lleve la camilla a la siguiente posición:

Vertical: 11, 78

Longitudinal: 139

Lateral: 0

Rotación: 0

Cabeceo: 0

Balanceo: 0

2. Posicione el RUBY en el isocentro guiándose con los láseres de la sala (los láseres deben coincidir con las líneas rojas punteadas. La cara del RUBY debe estar orientada hacia los pies; asegúrese que el cuerpo del RUBY quede totalmente alineado sobre la base basculante, es decir, que las líneas rojas punteadas coincidan (ver figuras 44 y 45).
3. Anote los valores de posicionamiento que aparecen en el monitor del Identify, tanto traslacionales como rotacionales.
4. Tome las imágenes ortogonales que indica la unidad de tratamiento. Realice correcciones de todos los movimientos pero no aplique los movimientos en la camilla, antes de cancelar, anote los datos de las correcciones.
5. Tome la CBCT que indica la unidad de tratamiento. Realice correcciones de todos los movimientos, anote los datos de las correcciones y aplique los movimientos de camilla.
6. Luego de realizar los movimientos de camilla, anote los valores de posicionamiento que aparecen en el monitor del Identify, tanto traslacionales como rotacionales.

Nota: Los datos obtenidos en los pasos 3 y 5 se deben almacenar día a día durante el mes, esto con el objetivo de realizar el análisis de reproducibilidad interfacción mensual.

■ Cálculo y análisis de los resultados para detección de desplazamientos.

El siguiente diagrama de flujo resume los pasos de la metodología antes mencionada e indica los datos de interés para realizar el análisis de la exactitud en la detección de desplazamientos.

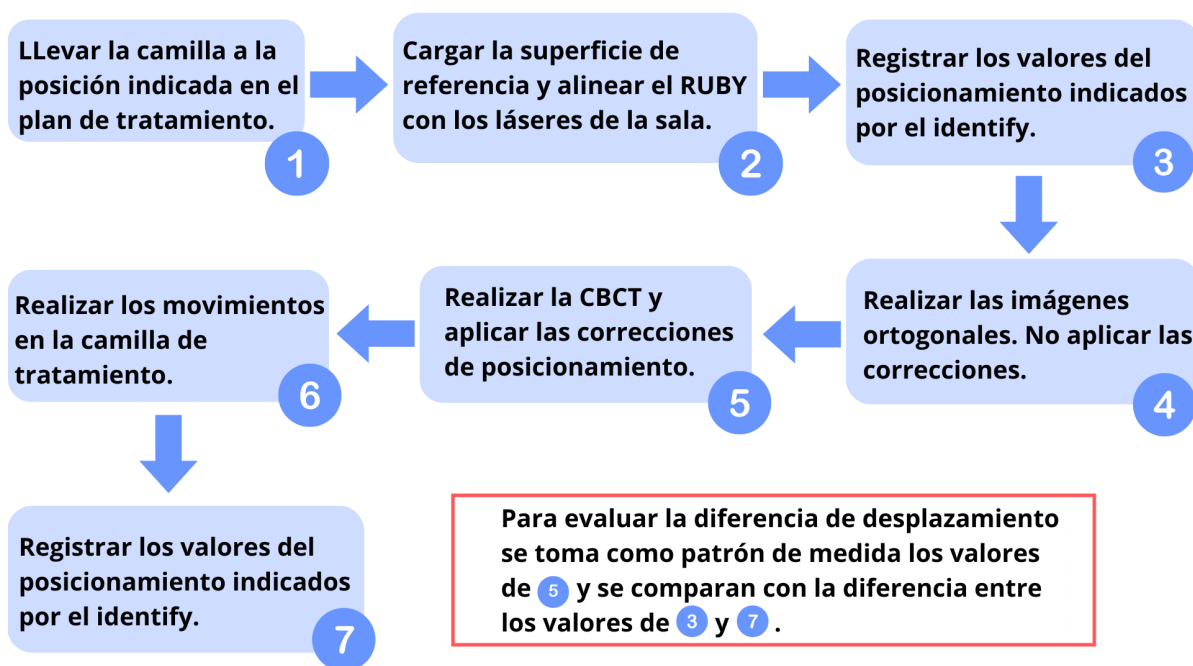


Figura 49: Diagrama de flujo de la prueba de exactitud en los desplazamientos.

Realice los cálculos necesarios para llenar la siguiente tabla:

Tabla 5: Tabla de medidas para la prueba de detección de desplazamientos en condiciones estáticas.

Dirección	Pos1 (paso 3)	Pos2 (paso 7)	Desp.Identi	CBCT (paso 5)	Dif.Desp
Vertical - [mm]					
Longitudinal - [mm]					
Lateral - [mm]					
Rotación - [°]					
Cabeceo - [°]					
Balanceo - [°]					

La columna **Desp.Identi** es la diferencia entre **Pos1 (paso 3)** y **Pos2 (paso 7)**, **Dif.Desp** es la diferencia entre **CBCT (paso 5)** y **Desp.Identi**.

Nota: Los valores que aparecen tanto en las correcciones de las imágenes como en el monitor se encuentran en cm, la tabla debe ser llenada con los valores en mm. Para hacer esta conversión, solo se debe correr la coma decimal un número a la derecha, es decir, si el número en el monitor es 1.25 cm entonces el valor que se debe reportar es 12.5 mm.

Los valores de la columna de **Dif.Desp** se deben comparar con las tolerancias

indicadas y con base en esto definir si los valores se encuentran dentro de lo aceptado.

■ Cálculo y análisis de los resultados para reproducción interfacción.

El siguiente diagrama de flujo resume los pasos de la metodología antes mencionada e indica los datos de interés para realizar el análisis de la reproducibilidad interfacción.

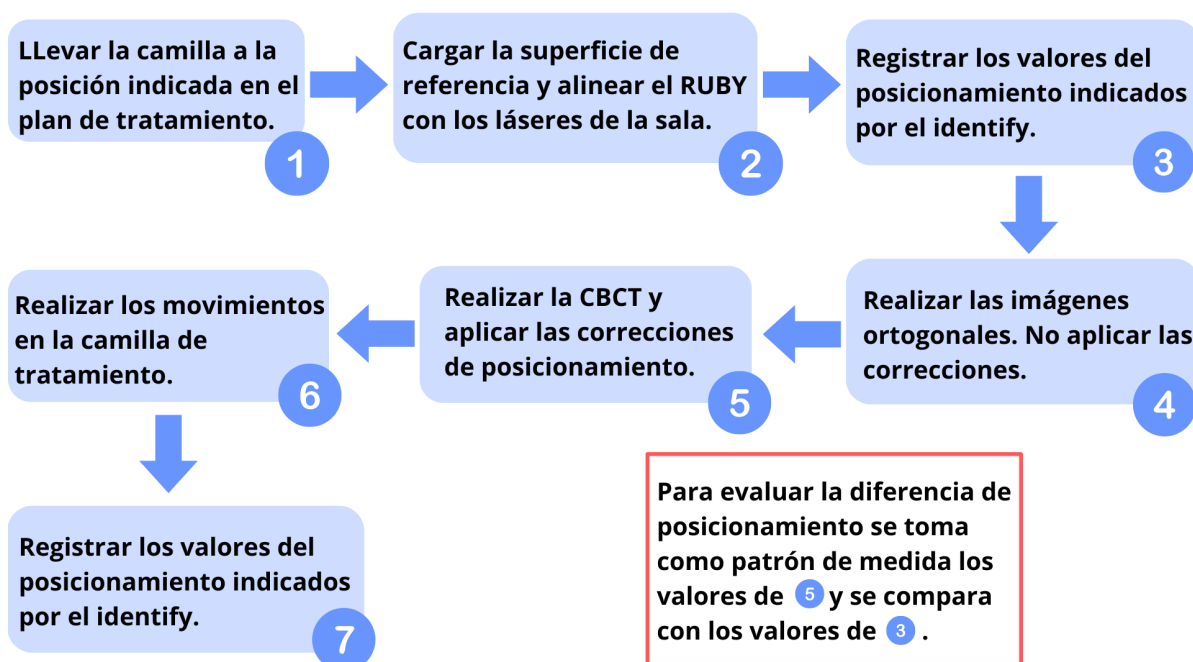


Figura 50: Diagrama de flujo de la prueba de reproducibilidad interfacción.

Realice los cálculos necesarios para llenar la siguiente tabla:

Tabla 6: Tabla de medidas para la prueba de reproducibilidad interfacción.

Dirección	Pos1 (paso 3)	CBCT (paso 5)	Dif.pos
Vertical - [mm]			
Longitudinal - [mm]			
Lateral - [mm]			
Rotación - [°]			
Cabeceo - [°]			
Balanceo - [°]			

La columna **Dif.pos** es la diferencia entre **CBCT (paso 5)** y **Pos1 (paso 3)**.

Nota: Los valores que aparecen tanto en las correcciones de las imágenes como en el monitor se encuentran en cm, la tabla debe ser llenada con los valores en mm. Para hacer esta conversión, solo se debe correr la coma decimal un número a la

derecha, es decir, si el número en el monitor es 1.25 cm entonces el valor que se debe reportar es 12.5 mm.

Calcule la mediana de la diferencia del posicionamiento y su intervalo de confianza del 95 %, y compare cada valor con las tolerancias indicadas, con base en esto se define si los valores se encuentran dentro de lo aceptado.

■ **Tolerancia para detección de desplazamientos.**

Tabla 7: Tolerancias para la diferencia del desplazamiento

	Mediana	Extremo inferior	Extremo superior
Vertical - [mm]	1.0	0.9	1.1
Longitudinal - [mm]	0.2	0.1	0.3
Lateral - [mm]	0.5	0.4	0.5
Rotación - [°]	0.3	0.2	0.3
Cabeceo - [°]	0.4	0.3	0.4
Balanceo - [°]	0.2	0.1	0.3

■ **Tolerancia para reproducibilidad interfacción.**

Tabla 8: Tolerancias para la reproducibilidad interfacción

	Mediana	Extremo inferior	Extremo superior
Vertical - [mm]	15	1,2	1.8
Longitudinal - [mm]	1.3	0.9	1.4
Lateral - [mm]	0.6	0.4	0.7
Rotación - [°]	0.1	0.1	0.2
Cabeceo - [°]	0.5	0.3	0.5
Balanceo - [°]	0.3	0.3	0.4

■ **Acciones correctivas.**

Si los valores se salen de las tolerancias permitidas, revisar el estado de la camilla, si no se presenta ningún inconveniente, repetir la prueba, de lo contrario, informar sobre la inconsistencia. Si la prueba falla nuevamente, informar al personal cualificado para tomar decisiones en función de las consecuencias asociadas a la falla.

Referencias

- [1] F. M. Khan, *THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY*. LIPPINCOTT WILLIAMS WILKIN, fourth ed., 2009.
- [2] M. C. L. et al, *Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT)*. ADI servicios editoriales, 2013.
- [3] R. Rodríguez Romero, D. Zucca Aparicio, M. de la Casa de Julián, V. Díaz Pascual, I. González Vecín, O. Jordi Ollero, and B. Barbés Fernández, “Informe del grupo de trabajo de la SEFM sobre radioterapia guiada por superficie (SGRT): Procedimientos recomendados para la aceptación y puesta en funcionamiento,” *Revista de Física Médica*, vol. 23, no. 1, pp. 45–80, 2022. <https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.1.003>.
- [4] L. Johnson, B. Milliken, S. Hadley, C. Pelizzari, D. Haraf, and G. Chen, “Initial clinical experience with a video-based patient positioning system,” *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, vol. 45, no. 1, pp. 205–213, 1999. [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(99\)00182-0](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(99)00182-0).
- [5] J. D. Hoisak and T. Pawlicki, “The role of optical surface imaging systems in radiation therapy,” *Seminars in Radiation Oncology*, vol. 28, no. 3, pp. 185–193, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2018.02.003>.
- [6] D. A. Jaffray, J. H. Siewerdsen, J. W. Wong, and A. A. Martinez, “Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy,” *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, vol. 53, no. 5, pp. 1337–1349, 2002. [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(02\)02884-5](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(02)02884-5).
- [7] M. Kügele, A. Mannerberg, S. Nørring Bekke, S. Alkner, L. Berg, F. Mahmood, C. Thornberg, A. Edvardsson, S. J. Bäck, C. F. Behrens, and S. Ceberg, “Surface guided radiotherapy (SGRT) improves breast cancer patient setup accuracy,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 20, no. 9, pp. 61–68, 2019. <https://doi.org/10.1002/acm2.12700>.
- [8] S. Pallotta, L. Marrazzo, M. Ceroti, P. Silli, and M. Bucciolini, “A phantom evaluation of sentinel™, a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy,” *Medical Physics*, vol. 39, no. 2, pp. 706–712, 2012. <https://doi.org/10.1118/1.3675973>.
- [9] P. Mancosu, A. Fogliata, A. Stravato, S. Tomatis, L. Cozzi, and M. Scorsetti, “Accuracy evaluation of the optical surface monitoring system on EDGE linear accelerator in a phantom study,” *Medical Dosimetry*, vol. 41, no. 2, pp. 173–179, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2015.12.003>.
- [10] C. Walter, J. Boda-Heggemann, H. Wertz, I. Loeb, A. Rahn, F. Lohr, and F. Wenz, “Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. KV portal images vs. cone-beam CT,” *Radiotherapy*

- and Oncology*, vol. 85, no. 3, pp. 418–423, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2007.10.014>.
- [11] D. N. Stanley, K. A. McConnell, N. Kirby, A. N. Gutiérrez, N. Papanikolaou, and K. Rasmussen, “Comparison of initial patient setup accuracy between surface imaging and three point localization: A retrospective analysis,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 18, no. 6, pp. 58–61, 2017. <https://doi.org/10.1002/acm2.12183>.
 - [12] A. Cravo Sá, A. Fermento, D. Neves, S. Ferreira, T. Silva, C. Marques Coelho, A. Vaandering, A. Roma, S. Quaresma, and E. Bonnarens, “Radiotherapy setup displacements in breast cancer patients: 3d surface imaging experience,” *Reports of Practical Oncology Radiotherapy*, vol. 23, no. 1, pp. 61–67, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2017.12.007>.
 - [13] H. Al-Hallaq, V. Batista, M. Kügele, E. Ford, N. Viscariello, and J. Meyer, “The role of surface-guided radiation therapy for improving patient safety,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 163, pp. 229–236, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2021.08.008>.
 - [14] T. Willoughby, J. Lehmann, J. A. Bencomo, S. K. Jani, L. Santanam, A. Sethi, T. D. Solberg, W. A. Tomé, and T. J. Waldron, “Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of task group 147,” *Medical Physics*, vol. 39, no. 4, pp. 1728–1747, 2012. <https://doi.org/10.1118/1.3681967>.
 - [15] H. A. Al-Hallaq, L. Cerviño, A. N. Gutierrez, A. Havnen-Smith, S. A. Higgins, M. Kügele, L. Padilla, T. Pawlicki, N. Remmes, K. Smith, X. Tang, and W. A. Tomé, “AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy,” *Medical Physics*, vol. 49, no. 4, pp. e82–e112, 2022. <https://doi.org/10.1002/mp.15532>.
 - [16] C. B. Clayton and D. J. Thompson, “An optical apparatus for reproducing surface outlines of body cross-sections,” *The British Journal of Radiology*, vol. 43, no. 511, pp. 489–492, 1970. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-43-511-489>.
 - [17] R. J. Wilks, “An optical system for measuring surface shapes for radiotherapy planning,” *The British Journal of Radiology*, vol. 66, no. 784, pp. 351–359, 1993. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-66-784-351>.
 - [18] F. J. Bova, S. L. Meeks, W. A. Friedman, and J. M. Buatti, “Optic-guided stereotactic radiotherapy,” *Medical Dosimetry*, vol. 23, no. 3, pp. 221–228, 1998. [https://doi.org/10.1016/S0958-3947\(98\)00017-X](https://doi.org/10.1016/S0958-3947(98)00017-X).
 - [19] B. Schaly, G. S. Bauman, W. Song, J. J. Battista, and J. V. Dyk, “Dosimetric impact of image-guided 3d conformal radiation therapy of prostate cancer,” *Physics in Medicine Biology*, vol. 50, no. 13, p. 3083, 2005. <https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/50/13/008>.
 - [20] J. L. Peng, D. Kahler, J. G. Li, S. Samant, G. Yan, R. Amdur, and C. Liu, “Characterization of a real-time surface image-guided stereotactic positioning system,” *Medical Physics*, vol. 37, no. 10, pp. 5421–5433, 2010. <https://doi.org/10.1118/1.3483783>.

- [21] V. Batista, J. Meyer, M. Kügele, and H. Al-Hallaq, "Clinical paradigms and challenges in surface guided radiation therapy: Where do we go from here?," *Radiotherapy and Oncology*, vol. 153, pp. 34–42, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.09.041>.
- [22] J. D. P. Hoisak, A. B. Paxton, B. Waghorn, and T. Pawlicki, eds., *Surface Guided Radiation Therapy*. CRC Press, 1st ed., 2020. <https://doi.org/10.1201/9780429489402>.
- [23] Varian/IDENTIFY. Accedido Marzo 6, 2024. Disponible en <https://www.varian.com/products/radiotherapy/real-time-tracking-motion-management/identify>.
- [24] Varian, "Identify operations," *Varian Medical Systems*, 2020.
- [25] R. Hartley and A. Zisserman, *Multiple View Geometry in Computer Vision*. United States of America by Cambridge University Press, New York, second ed., 2003.
- [26] J. Geng, "Structured-light 3d surface imaging: a tutorial," *Adv. Opt. Photon.*, vol. 3, pp. 128–160, Jun 2011. <https://doi.org/10.1364/AOP.3.000128>.
- [27] P. Lavoie, D. Ionescu, and E. Petriu, "3d object model recovery from 2d images using structured light," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 53, no. 2, pp. 437–443, 2004. <https://ieeexplore.ieee.org/document/1284876>.