

Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT): Procedimientos recomendados para la aceptación y puesta en funcionamiento

Report of the SEFM Task Group on Surface Guided Radiotherapy (SGRT): Recommended procedures for the acceptance testing and commissioning

Ruth Rodríguez Romero¹, Daniel Zucca Aparicio², Miguel Ángel de la Casa de Julián², Víctor Díaz Pascual³, Iago González Vecín⁴, Olivia Jordi Ollero⁵, Benigno Barbés Fernández^{6,*}

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

² Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid.

³ Clínica Universidad de Navarra. Pamplona.

⁴ Hospital General Universitario Dr. Negrín. Las Palmas de Gran Canaria.

⁵ Institut Català d'Oncologia (ICO). Barcelona.

⁶ IMED Hospitales. Murcia.

Fecha de Recepción: 28/07/2021 - Fecha de Aceptación: 25/11/2021

Se presentan las conclusiones del estudio realizado por el Grupo de Trabajo sobre Radioterapia Guiada por Superficie, promovido por la Sociedad Española de Física Médica. Los objetivos han sido la elaboración de procedimientos para la aceptación y puesta en funcionamiento de dispositivos de posicionamiento, monitorización y seguimiento, basados en el reconocimiento de la superficie del paciente, orientaciones para la adquisición e instalación de este equipamiento, así como establecer recomendaciones para un uso clínico fiable.

Se ha delimitado el campo de estudio a los programas y dispositivos comerciales, evaluando las ventajas y limitaciones de estas técnicas para diferentes aplicaciones en Radioterapia. Basados en la bibliografía disponible, y en la experiencia de centros nacionales con implantación de la SGRT, se han establecido tolerancias y periodicidades para las distintas pruebas de control de calidad. Además, se han propuesto líneas de trabajo para la implantación de técnicas especiales que requieren mayor exactitud por parte de estos dispositivos.

Finalmente, se han incluido tres anexos con orientaciones prácticas sobre la medida y análisis de las latencias de esos sistemas, la construcción de maniqués de control de calidad para su medición, así como las implicaciones clínicas asociadas a las mismas en el tratamiento de lesiones sometidas a movimiento respiratorio.

Palabras clave: SGRT, control de calidad, aceptación y puesta en funcionamiento, latencias.

The conclusions of the Working Group on Surface Guided Radiotherapy, promoted by the Spanish Society of Medical Physics, are presented. The objectives include procedures for the acceptance testing and commissioning of positioning, monitoring, and tracking devices based on the recognition of the patient's surface. Guidelines for the acquisition and installation of this equipment, as well as recommendations for a reliable clinical use are also established.

The field of study has been delimited to commercial programs and devices, analyzing the advantages and limitations of these techniques for different applications in Radiotherapy. Based on the available bibliography, and on the experience of national centers with the implementation of the SGRT, tolerances and periodicities have been established for the quality control tests proposed herein. Additionally, guidelines have been developed for the implementation of special techniques that pose these devices to their limit of accuracy.

*Correspondencia: bbarbes@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.1.003>

Finally, three annexes have been included with practical steps for the evaluation and analysis of latencies, the construction of quality control phantoms for their measurement, as well as the clinical implications regarding the presence of latencies to the treatment of lesions under respiratory movement conditions.

Key words: SGRT, quality control, commissioning, latencies.

Tabla de contenido

1. Introducción	37
1.1. Contexto del documento	37
1.2. Alcance de la SGRT	38
1.3. Descripción y especificaciones técnicas de los sistemas comerciales de seguimiento	39
1.3.1. Sistemas basados en radiación infrarroja	39
1.3.2. Sistemas basados en reconocimiento mediante láser	40
1.3.3. Sistemas basados en luz estructurada	40
2. Prerrequisitos de instalación	44
2.1. La elección del equipo de SGRT	44
2.2. Requisitos de la instalación	44
3. Puesta en funcionamiento del sistema	44
3.1. Pruebas de aceptación	44
3.2. Pruebas de puesta en funcionamiento	46
3.2.1. Conectividad con el equipamiento periférico	46
3.2.2. Estabilidad del sistema	48
3.2.3. Exactitud en la determinación del posicionamiento	50
3.2.4. Exactitud en la determinación del movimiento respiratorio	52
3.3. Programa de garantía de calidad	55
4. Consideraciones de uso clínico	57
4.1. Tolerancias en el posicionamiento	57
4.2. Tolerancias en la monitorización del movimiento intrafracción	60
4.3. Recomendaciones de uso en tratamientos estereotácticos sin movimiento respiratorio	61
4.3.1. Estabilidad	63
4.3.2. Exactitud con mesa a 0°	63
4.3.3. Exactitud con rotación de mesa	64
4.4. Recomendaciones de uso en el tratamiento con movimiento respiratorio	64
4.4.1. Consideraciones previas al tratamiento	64
4.4.2. Recomendaciones para el tratamiento	65
5. Conclusiones	66
Agradecimientos	67
Anexos	
A1. Orientaciones para construcción de maniquí con desviación máxima submilimétrica	67

A.1.1. Componentes	67
A.1.2. Montaje	68
A.1.3. Programa.....	68
A.1.4. Análisis de la pérdida de pasos.....	69
A2. Análisis de medición de las latencias	69
A.2.1. Adquisición del vídeo.....	69
A.2.2. Análisis del vídeo.....	70
A3. Influencia de las latencias en el tratamiento de radioterapia.....	71
Listado de abreviaturas.....	74
Referencias.....	75

1. Introducción

1.1. Contexto del documento

En los últimos años están apareciendo nuevas tecnologías destinadas a aumentar la eficacia y la seguridad de los tratamientos de radioterapia externa. Muchas de ellas están relacionadas con el posicionamiento y la gestión del movimiento del paciente durante la irradiación, cuestiones clave para la efectividad de un procedimiento de radioterapia. En 2012, la Asociación Americana de Físicos en Medicina (*American Association of Physicists in Medicine*, AAPM) publicó el documento “*Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of the Task Group 147*” (TG 147)¹ sobre sistemas de localización y posicionamiento en radioterapia, excluyendo los que emplean radiaciones ionizantes o ultrasonidos.

La Sociedad Española de Física Médica (SEFM) ha decidido crear, para el estudio de esta materia, el Grupo de Trabajo sobre Radioterapia Guiada por Superficie (*Surface Guided Radiation Therapy* o SGRT por sus siglas inglesas). Como resultado se presenta este documento, que pretende actualizar las recomendaciones del TG 147 y del grupo de trabajo de la SEFM de Radioterapia Guiada por la Imagen (*Image Guided Radiation Therapy*, IGRT),² incluyendo los nuevos sistemas desarrollados desde entonces, y recogiendo las experiencias de los usuarios de nuestro país.

La radioterapia guiada por superficie, puede definirse^{3,4} como la detección de la superficie del paciente a través de sistemas no invasivos, basados en radiación no ionizante proyectada y reflejada, o emitida en algunos casos, en la superficie del mismo, para la

localización y rastreo del volumen a irradiar. Pese a que esta técnica analiza imágenes de la superficie, se considera que tiene entidad propia como para ser considerada una técnica independiente y no una modalidad más de IGRT. Por ello, en el presente documento el uso del término IGRT lleva implícito la adquisición de imágenes de la anatomía interna del paciente.

El punto de partida ha consistido en establecer un consenso sobre qué dispositivos se consideraban SGRT. Al igual que en el documento TG 147, de entre los sistemas comerciales de posicionamiento y localización de pacientes para tratamientos de radioterapia, se han excluido los que emplean radiaciones ionizantes, imagen por resonancia magnética e imagen por ecografía. También se omiten los que emplean marcadores de radiofrecuencia (sí incluidos en TG 147) dado que no utilizan la superficie del paciente para la localización de la lesión. Por el contrario, se han mantenido los sistemas de rastreo basados en la localización de puntos discretos (entre 2 y 6), empleados principalmente para la monitorización respiratoria del paciente, ya que son los precursores del uso la superficie como subrogado de la lesión para el seguimiento intrafracción y el posicionamiento en algunos casos.^{5,6} Además, se ha considerado de interés para el usuario su comparación con los nuevos sistemas, basados en un número extenso de puntos, puesto que pueden resultar ventajosos para la monitorización respiratoria⁷ e incluso complementarse.

Por lo demás, se ha procurado analizar todos los dispositivos disponibles en el mercado a fecha de la publicación del presente documento, incluyendo en lo posible experiencias de uso en hospitales españoles. En este estudio se ha decidido excluir los sistemas no comerciales que están en fase experimental.

1.2. Alcance de la SGRT

El posicionamiento del paciente y sus movimientos (internos o externos) durante el tratamiento, influyen en la distribución de la dosis absorbida en radioterapia externa.^{8,9} La mayor o menor magnitud de esa influencia depende de varios factores, como la localización de la lesión, la técnica de irradiación,¹⁰ o los márgenes establecidos a los volúmenes blanco y órganos de riesgo (OAR).¹¹

Por otra parte, cada vez son más los centros españoles que incorporan progresivamente técnicas avanzadas en radioterapia, como la intensidad modulada (*Intensity Modulated Radiotherapy* o IMRT), sea con haces de cabezal estático o de arcoterapia volumétrica (*Volumetric Modulated Arc Therapy* o VMAT), o los tratamientos con gestión del movimiento respiratorio.

Estas nuevas técnicas permiten conformar más la irradiación de los tumores, disminuyendo la dosis en OAR. De este modo, se facilita el aumento de la dosis por fracción hasta el extremo de la radiocirugía (*Stereotactic Radiosurgery* o SRS) o radioterapia estereotáctica* (*Stereotactic Radiotherapy* o SRT) y la radioterapia ablativa. Por contraste, dichas técnicas son mucho más susceptibles de no reproducir la dosimetría prevista, debido a defectos de posicionamiento o movimiento del paciente:¹²⁻¹⁴ son técnicas que no deben ponerse en práctica sin un sistema de guiado por imagen bien contrastado.

Paralelamente, por una parte, ha mejorado la exactitud de los algoritmos de cálculo de dosis en presencia de heterogeneidades tisulares, en las que los fenómenos de dispersión lateral pueden comprometer la dosis de cobertura de la lesión y, por otro lado, la precisión de las unidades de tratamiento de radioterapia es mayor, tanto en los movimientos mecánicos como en la caracterización del haz de radiación.

Esto ha fomentado una tendencia general de disminución de los márgenes de seguridad a la lesión y a los OAR, con el consiguiente riesgo para el paciente si no va asociado a una mejora en las técnicas de posicionamiento y gestión del movimiento del paciente.

De entre los sistemas de guiado en radioterapia, la SGRT –tal como se entiende en este documento– presenta varias ventajas: no utiliza radiaciones ionizantes¹⁵ (aspecto especialmente importante en pacientes pediátricos^{16,17}), no es intrusiva ni supone incomodi-

dad al paciente,^{18,19} y no aumenta significativamente el tiempo de tratamiento. Además, estas características permiten la verificación del posicionamiento y la monitorización de la superficie del paciente en todo momento.

La limitación más importante de los métodos de SGRT es la dificultad de correlacionar la posición y cambios anatómicos de las estructuras internas (zonas a tratar y OAR) con la posición de puntos de la superficie externa del paciente.¹ Esta dificultad se exagera en presencia de movimientos: en qué medida las trayectorias de puntos sobre la superficie del paciente pueden ser un buen subrogado del movimiento de las estructuras internas. Por ejemplo, el movimiento del contorno de una persona tiene poca correlación con el cambio de posición de la próstata,^{20,21} y no siempre tiene correlación con los movimientos internos de los tejidos en tórax y abdomen. Además, algunos tumores pueden deformarse durante el curso de una sesión de radioterapia.²²⁻²⁴

Los tratamientos de radioterapia estereotáctica extracraneal (*Stereotactic Body Radiotherapy* o SBRT) conllevan la administración de dosis elevadas en muy pocas fracciones (TG 101²⁵), para lo cual el control intrafracción debe atender al movimiento interno de la lesión a través de sustitutos anatómicos externos como la monitorización de la superficie del paciente (TG 76²⁶).

Los sistemas de radioterapia guiada por superficie están demostrando su utilidad en cuatro campos:^{3,27}

- **Posicionamiento inicial** del paciente, dado que permite ser un sustituto cómodo del procedimiento habitual de centrar al paciente con un sistema de láseres, reduciendo la variabilidad en aras de una mayor exactitud en la colocación.²⁸⁻³⁴ Algunos dispositivos, además, tienen herramientas suplementarias para localizar qué partes del paciente están deficientemente posicionadas. En algunos casos, pueden detectar cambios anatómicos.^{14,35,36} Asimismo, su uso permite prescindir de tatuar a los pacientes.^{37,38}
- **Monitorización intrafracción** del movimiento de la superficie externa del paciente, alertando a los operadores o suspendiendo el haz de radiación cuando el movimiento esté comprometiendo la exactitud del tratamiento.
- **Monitorización de la respiración**, tanto en la obtención de los datos anatómicos mediante tomografía computarizada 4D (TC4D) como en tratamientos sincronizados con la respiración, irradiando durante parte del ciclo (*gating*) ya sea en respiración libre o mantenida³⁹⁻⁴¹ (*Breath Hold* o BH), o durante la totalidad del ciclo respiratorio (técnicas de seguimiento o *tracking*).

* Antiguamente, se asociaba el término *estereotáctico* al uso de guías o marcos (invasivos o no), que establecían un sistema de referencia fijo al paciente. A su vez, dicho marco se posicionaba con relación a la fuente de radiación. Actualmente se ha generalizado el uso del término *estereotaxia* para referirse al posicionamiento del paciente con un mayor nivel de exactitud, y en ese sentido se emplea en las expresiones SRT, SRS o SBRT, que designan técnicas de irradiación en pocas fracciones. En este documento, se empleará la palabra con este último sentido.

- **Reducción de riesgos:** dentro del marco del análisis de riesgos,⁴² empieza a haber evidencias de que la SGRT puede aumentar la seguridad de los tratamientos, así como ayudar a prevenir errores, al añadir información proveniente de un sistema independiente.^{12,43} Por su parte, los errores introducidos por dicha técnica son de frecuencia y riesgo bajos.⁴³

El uso de SGRT durante la etapa de simulación puede mejorar la exactitud de posicionamiento, ya que proporciona una superficie de referencia de mejor calidad que la obtenida a partir del contorno externo del paciente que generan los sistemas de planificación. Dependiendo del dispositivo comercial, incluso puede ser necesaria la obtención del ciclo respiratorio en la simulación para poder realizar control respiratorio por superficie en la unidad de tratamiento.

Los modos de adquisición de las imágenes durante la simulación pueden ser retrospectivo (adquisición de imágenes a lo largo del ciclo que permite seleccionar *a posteriori* las correspondientes a una parte concreta del mismo), para posterior reconstrucción 4D, como prospectivo (adquisición de imágenes durante la parte del ciclo seleccionada).

Cabe reseñar que la radioterapia guiada por superficie no sustituye en ningún caso a la IGRT, entendiéndose esta última como la adquisición de imágenes de la anatomía interna del paciente. Por ello se deberá garantizar siempre la correlación entre la superficie y el volumen a tratar mediante la obtención de imagen anatómica interna. Se trata de una técnica que complementa a la IGRT, reduciendo en términos generales su uso, ya que proporciona información tanto para el alineamiento inicial del paciente como para su monitorización continua. Pero para alcanzar los niveles de exactitud típicos de técnicas estereotácticas, 0.3 mm para SRS⁴⁴⁻⁴⁶ y de 1 a 2 mm en tratamientos de SBRT,^{6,47} se requiere verificación con imagen interna.

Por otra parte, para evaluar la fiabilidad de los sistemas de SGRT se propone comparar la posición detectada con la obtenida mediante IGRT, asumiendo esta última como patrón de referencia o *gold standard* ampliamente extendido y conocido. Es por esto, que el usuario deberá garantizar el correcto funcionamiento de los dispositivos de IGRT involucrados en los procedimientos a realizar.

1.3. Descripción y especificaciones técnicas de los sistemas comerciales de seguimiento

En el documento elaborado por el TG 147¹ y otras referencias^{3,27} se puede encontrar una buena introducción general a las técnicas de seguimiento de puntos por métodos ópticos, ya sea empleando

un algoritmo de visión estereoscópica o binocular, o un sistema de imagen monocular (que denominan *monoscopic* o *cyclopedian*). Los primeros métodos emplean un patrón de puntos para triangular (sean reales o proyectados), mientras que los segundos, analizan la deformación de un patrón estructurado.

Para calcular los desplazamientos, los sistemas suelen emplear variaciones del algoritmo ICP (*Iterative Closest Points*), que establecen correspondencias entre los puntos más próximos entre las superficies comparadas y minimizan las distancias. Hay versiones optimizadas del algoritmo⁴⁸ que emplean el tiempo de vuelo⁴⁹ (*Time of Flight* o TOF) o implementaciones no rígidas.⁵⁰ Recientemente, se ha desarrollado una modalidad que permite la monitorización de la dosis impartida en la superficie del paciente, mientras está siendo irradiada en tiempo real, a partir de la radiación Cherenkov emitida por esta.⁵¹ Puesto que no se dispone de suficiente experiencia publicada al respecto, el uso de imágenes Cherenkov no se abordará en el presente documento

En la tabla 1, al final de esta sección, se presenta un cuadro resumen de los dispositivos de SGRT considerados en este documento, además de una breve descripción de sus funcionalidades y especificaciones técnicas.

1.3.1. Sistemas basados en radiación infrarroja

1.3.1.1. Real-Time Position Management

Real-Time Position Management o **RPM** (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, CA, USA) es un sistema no invasivo de seguimiento de puntos sobre la superficie del paciente.^{52,53} Se compone de un conjunto de diodos emisores de luz (LED) infrarroja, un maniquí con marcadores reflectantes que se coloca en la superficie del paciente y una cámara que registra la luz reflejada. El maniquí deberá ubicarse de modo que sea un buen subrogado del movimiento respiratorio, en la misma posición durante la simulación y el tratamiento del paciente.⁵⁴

El sistema no está pensado para posicionamiento inicial. Puede hacer monitorización respiratoria en tres modalidades de *gating*: por fases, por amplitudes, o en BH.⁵³ Permite seguimiento intrafracción en las tres dimensiones, empleando un maniquí de cuatro o seis marcadores (según el modelo de unidad de tratamiento). Este programa es compatible con casi todos los tomógrafos modernos que tengan entrada de señal de sincronización, pero solo es compatible con aceleradores de la marca *Varian*.

1.3.1.2. ExacTrac

El sistema **ExacTrac X-Ray 6D** (*BrainLAB AG*, Múnich, Alemania) se compone principalmente de dos

subsistemas: el de posicionamiento óptico basado en señal infrarroja (IR) y el de guiado por imagen estereoscópica de rayos X de kV. Este último consiste en dos tubos instalados en el piso a cada lado del estativo del acelerador y dos detectores de panel plano anclados en el techo perpendicularmente a cada tubo. Su análisis sale fuera del ámbito del presente trabajo, y fue estudiado pormenorizadamente por los TG 104 y TG 142 de la AAPM.^{55,56}

La localización por IR permite monitorizar la posición del paciente en tiempo real, y realizar irradiaciones sincronizadas durante una fase respiratoria prefijada. Además, permite automatizar el posicionamiento del paciente, tanto previo como posterior a la adquisición de imagen, y aplicar los desplazamientos detectados en los seis grados de libertad (*Degree of Freedom* o DOF) si se dispone de mesa robótica. También tiene capacidad para realizar tratamientos de *gating* respiratorio con control del haz de radiación.

El sistema IR consta de dos cámaras o sensores anclados en el techo, que emiten señal IR y detectan la señal reflejada por esferas reflectantes situadas sobre el paciente (piel o máscara) o bien sobre dispositivos asociados al mismo (posicionador craneal estereotáctico sin marco, o inmovilizadores fijados a la mesa de tratamiento). La frecuencia de muestreo es de 20 Hz.⁵⁷

Puede instalarse en la sala de tratamiento de forma independiente (*stand-alone*) o bien con control del haz para *gating* respiratorio y movimiento automático de mesa para unidades de tratamiento *Varian*.

1.3.1.3. Synchrony Respiratory Tracking System

Synchrony (*Accuray Inc.*, Sunnyvale, California, EEUU) es un sistema de gestión de movimiento de la lesión, en tiempo real, compatible con el acelerador robótico *Cyberknife*⁵⁸ y la unidad de tratamiento *Radixact*⁶⁹ basada en tomoterapia helicoidal.

La localización de la lesión, o de marcadores radiopacos implantados en su proximidad, se determina mediante un sistema de dos proyecciones oblicuas de rayos X, que se comparan con las radiografías reconstruidas digitalmente (*Digitally Reconstructed Radiography* o DRR) generadas por el sistema de planificación de tratamientos (TPS), bien por contraste de grises o por identificación de los marcadores fiduciales radiopacos.

La señal de movimiento respiratorio se obtiene mediante la detección de unos marcadores superficiales, basados en una distribución de emisores infrarrojos de fibra óptica LED.

El sistema sincroniza la posición del haz de radiación con la localización del tumor, obtenida con un modelo que correlaciona la señal de los marcadores y de las imágenes de rayos X. Este modelo se actualiza mediante la adquisición periódica de imágenes de rayos X. El sistema *Synchrony* puede compensar

desviaciones de movimiento del centroide del tumor de hasta 5 cm, siendo la desviación del cálculo del centroide inferior a 1.5 mm.

1.3.2. Sistemas basados en reconocimiento mediante láser

1.3.2.1. Sentinel

Sentinel (*C-Rad Positioning AB*, Uppsala, Suecia) es un sistema de monitorización de la superficie del paciente. Una línea de láser realiza un barrido de esta, mientras que una cámara captura las proyecciones de esa línea. A través de su deformación aparente, el programa compone una imagen 3D de la superficie. El sistema permite establecer, gráfica o manualmente, los límites del ortoedro que contiene la superficie a monitorizar: a mayor superficie, menor velocidad de refresco.

Fue diseñado como un sistema de SGRT independiente: es capaz de posicionar al paciente,⁶⁰ con una error de posicionamiento⁶¹ inferior a 1 mm y 1°. Cuando la empresa empezó a comercializar el *Catalyst* (ver más adelante 1.3.3.1), más avanzado y versátil, dejó de ofertar el *Sentinel* para los dispositivos de tratamiento, y solo se instala en salas de simulación mediante TC. La imagen de la superficie del paciente, captada por *Sentinel*, puede servir como imagen de referencia para posicionar al paciente con el sistema *Catalyst*.

El sistema captura la altura de la mesa empleando un codificador mecánico (en las instalaciones más antiguas) o un láser colocado en la pared posterior al TC. Para la monitorización respiratoria, se establecen una o dos áreas, cuyo movimiento servirá para construir la señal respiratoria. La selección de un área mayor aumenta la relación señal/ruido de la señal respiratoria, pero también incrementa el tiempo de respuesta.

El equipo permite la adquisición de imágenes de TC, tanto en modo retrospectivo como prospectivo, para tratamientos en respiración mantenida. Para administrar tratamientos en condiciones de *gating* o inspiración mantenida con *Catalyst* es imprescindible disponer de *Sentinel* para realizar el estudio respiratorio del paciente, así como para establecer la correlación entre la superficie de referencia para el posicionamiento inicial y la empleada durante la irradiación. *Sentinel* es compatible con equipos de TC de *Canon*, *Siemens*, *Philips* y *General Electric*.

1.3.3. Sistemas basados en luz estructurada

1.3.3.1. Catalyst

Catalyst (*C-Rad Positioning AB*, Uppsala, Suecia) es un sistema para la adquisición en tiempo real de

la superficie externa del paciente en la sala de tratamiento, que emplea cámaras monoculares, y compone la imagen por deformación de un patrón de luz estructurada. Emplea un algoritmo ICP no rígido para el registro. Consta de uno o más soportes (versión HD) con una cámara de vídeo y un proyector de luz. El sistema es compatible con dispositivos *Elekta*, *Varian*, *IBA* y *Accuray*.

Como ocurre con *Sentinel*, el usuario define un ortoedro dentro del cual el sistema monitoriza la superficie. Las dimensiones máximas admitidas son de 80 cm en dirección lateral, 140 cm en dirección longitudinal y 40 cm en dirección vertical. La tasa de muestreo en la adquisición de la superficie del paciente, según el fabricante, es de 200 imágenes por segundo, aunque en la práctica se ve reducida en función del tamaño de la región de escaneo.

Para el posicionamiento de pacientes antes de la sesión de tratamiento, puede emplear como referencia la realizada en la sala de simulación con *Sentinel*, o el contorno externo del paciente delimitado en las imágenes del TC de simulación. Posteriormente, existe la opción de fijar la posición real del paciente en la sala de tratamiento como una nueva superficie de referencia (ver apartado 4.1.).

Tiene también la capacidad de facilitar el posicionamiento proyectando códigos de ayuda: colores, vectores o valores numéricos. Para los tratamientos de SRS, recomiendan calcular la desviación entre la superficie actual y la de referencia mediante un algoritmo de registro rígido. En el resto de casos, recomiendan el registro deformable,⁶² computacionalmente más costoso, que parte del algoritmo ICP para luego emplear un modelo de elementos finitos que discretiza al paciente en un gran número de pequeños tetraedros. Los vértices que quedan en superficie se emplean como condiciones de contorno. La posición del isocentro se estima como el baricentro de la reconstrucción. Al aumentar la ponderación de las deformaciones próximas al isocentro, consideran que aumenta la sensibilidad del método.⁶³

El equipo es capaz de determinar desviaciones de 1 mm (0.5 mm en la configuración HD) y de 1° en la posición de un maniquí con respecto al isocentro,¹⁴ empleando 6DOF. Dispone de un módulo independiente para radiocirugía que, según establece el fabricante, presenta una mayor resolución espacial y precisión mejorada. Además, permite el uso del asistente automático de mesa (solo para desplazamientos) con aceleradores *Elekta*. La monitorización respiratoria es similar a la descrita para *Sentinel*, pero con capacidad para interrumpir automáticamente el haz de radiación, con tiempos de muestreo en torno a los 70 ms.

Realiza el seguimiento intrafracción detectando desplazamientos y rotaciones respecto al isocentro.

Contando seguimiento, registro y promediado de las desviaciones, los intervalos de control son de 2-4 s.

1.3.3.2. *AlignRT*

El sistema ***AlignRT*** (*Vision RT*, Londres, Reino Unido) se puede instalar en la sala de tratamiento y en la de simulación. Consta, según versiones, de dos o tres dispositivos de seguimiento para tratamiento, y de uno para simulación. Cada dispositivo tiene en el centro un proyector de luz roja de patrón moteado, y dos cámaras. El proyector emite la luz sobre el paciente y las cámaras captan la luz reflejada, reconstruyendo una imagen por método estereoscópico.^{1,64} Es compatible con las unidades de tratamiento *Varian*, *Elekta*, *IBA* e *HITACHI*, y los TC comerciales (incluyendo la adquisición de imágenes sincronizadas con la respiración).

En las unidades de tratamiento en anillo *Halcyon* y *Ethos*,⁶⁵ utilizan además dos dispositivos miniaturizados (2 proyectores y 4 cámaras en total) dispuestos en un aro acoplado próximo al isocentro, que permiten monitorizar la posición del paciente durante el tratamiento (cuando se encuentra dentro del anillo o *bore*).

Para el posicionamiento del paciente, emplea una superficie de referencia que suele ser importada del TC de simulación o bien adquirida en la simulación si se dispone del sistema en dicha sala, aunque también puede tomarse en la unidad de tratamiento mediante el propio sistema *AlignRT* (ver apartado 4.1.). Es capaz de detectar desplazamientos y rotaciones (1 o 3, según la licencia de software adquirida), centrándose en una región de interés, y empleando registro rígido. Para evitar incertidumbres asociadas a la respiración del paciente, el sistema permite adquirir imágenes de la superficie a lo largo de un intervalo de 10 a 20 s, y establecer la posición o fase del ciclo respiratorio de la superficie de referencia. No obstante, dispone también de un módulo específico para *gating* respiratorio con control de la activación del haz.

Es capaz de realizar seguimiento intrafracción, con interrupción del haz en caso de que se detecten desplazamientos que excedan de las tolerancias fijadas por el usuario. También dispone de asistente automático de mesa para aceleradores *Varian* y *Elekta*, que transfiere los desplazamientos a aplicar. Según los estudios realizados,^{33,66} el sistema puede detectar movimientos prefijados en maniquí con una desviación inferior a 1 mm en desplazamientos y 1° en rotaciones.

Con el módulo específico para estereotaxia, tiene suficiente resolución y exactitud para este tipo de tratamientos, empleando máscara abierta para localizaciones craneales.

1.3.3.3. *Identify*

El sistema ***Identify*** (*Varian Medical Systems*, antes *humediQ*) introduce un dispositivo de radiofrecuencia

para identificar los accesorios de inmovilización asignados al paciente, además de una cámara de tiempo de vuelo que permiten localizar la posición del paciente y sus correspondientes dispositivos de fijación (indexación) respecto a la mesa de tratamiento, con una desviación ≤ 10 mm y 3°. Así se obtiene una imagen 3D del paciente, casi en su totalidad, incluyendo los inmovilizadores.

En una segunda fase, es capaz de posicionar y monitorizar al paciente con mayor exactitud (desviación ≤ 1 mm) mediante una imagen 3D de la superficie de interés de este, próxima a la lesión a irradiar. Emplea un algoritmo de reconstrucción estereoscópica, y un patrón de luz estructurada azul, que mejora la detección en pacientes de piel oscura. La configuración en la unidad de tratamiento consta de tres cámaras estereoscópicas y, actualmente, es compatible con cualquier acelerador lineal en forma de C.

Para su uso con TC, se requiere una apertura mayor de 78 cm, y consta de una única cámara estereoscópica (con desviación ≤ 2 mm) capaz de registrar el movimiento respiratorio de la superficie del paciente. Dispone de módulos específicos para posicionamiento del paciente, monitorización respiratoria y seguimiento intrafracción, así como para tratamientos estereotácticos.

1.3.3.4. ExacTrac Dynamic

El sistema **ExacTrac Dynamic** (BrainLAB AG, Múnich, Alemania) emplea un sistema de reconstrucción de imagen estereoscópica, ya descrito en 1.3.1.2, pero añade un detector de temperatura corporal, con el objetivo de mejorar la detección de movimiento en zonas con información topográfica mínima,⁶⁷ como el área abdominal. El dispositivo tiene integración

con aceleradores *Varian* y *Elekta*, con capacidad de transmitir de manera automática los desplazamientos necesarios a sus respectivas mesas robóticas de tratamiento a través de las redes de información oncológica correspondientes a cada fabricante. Además, permite la interrupción/reanudación automática del haz de radiación durante el tratamiento en caso de que las desviaciones detectadas en el posicionamiento excedan las tolerancias establecidas.

Para el posicionamiento inicial, realiza un registro de la superficie con los datos de referencia, obtenidos del contorno externo generado a partir del TC de planificación.⁶⁸ Partiendo de esa posición, *ExacTrac Dynamic* realiza las correcciones finales al posicionamiento basándose en la adquisición de imágenes de rayos X estereoscópicas de la anatomía interna, y actualiza la superficie de referencia mediante la inclusión de la información térmica.

Para realizar el seguimiento intrafracción o la monitorización respiratoria, combina la imagen óptica con la térmica, utilizando un algoritmo denominado *Perspective-n-Point*,⁶⁹ que proporciona una mayor exactitud del seguimiento⁷⁰⁻⁷² en comparación con los algoritmos que usan solo datos 3D. Esta es una técnica común empleada en visión artificial para correlacionar puntos 3D con información 2D que confiere mayor fiabilidad a cada punto de la superficie en vivo (x, y, z) con la información térmica (T). A diferencia de la información relacionada con el tono de la superficie, la imagen térmica no se ve afectada por las condiciones de iluminación ambiental.

En conjunto, monitoriza la posición del paciente con una frecuencia de hasta 20 imágenes por segundo, proporcionando una latencia del sistema de 50 ms.

Tabla 1. Cuadro resumen de los diferentes dispositivos de SGRT considerados en este documento, donde se indican brevemente las principales funcionalidades y especificaciones técnicas según cada fabricante.

Sistema de SGRT	Método	Unidad de Tratamiento/ Simulación	Principales características	Especificaciones técnicas
<i>Real-Time Position Management</i>	Radiación Infrarroja	Varian Canon, Siemens, Philips, General Electric	Seguimiento intrafracción de marcadores reflectantes ubicados en la superficie del paciente. Monitorización respiratoria en tres modalidades de gating: por fases, por amplitudes, o en BH.	Deriva en la amplitud debida al movimiento longitudinal: < ± 2.0 mm Exactitud en la amplitud: < $\pm 10\%$; < ± 0.3 mm Reproducibilidad: < 0.2 mm Estabilidad a largo plazo: < 0.3 mm Latencia: < 100 ms
<i>ExacTrac</i>	Radiación Infrarroja	Siemens, Varian, Elekta	Seguimiento intrafracción de marcadores reflectantes ubicados en la superficie del paciente o sobre dispositivos asociados al mismo. Posicionamiento automático del paciente, tanto previo como posterior a IGRT. Correcciones 6DOF si se dispone de mesa robótica. Tratamientos de gating respiratorio basado en marcadores fiduciales internos.	FOV: 13.5 cm x 13.5 cm Frecuencia de adquisición: 7.4 fps Tamaño de píxel: 400 μ m Resolución de detección: 0.3 \pm 0.1 mm Latencia: < 200 ms

Tabla 1 (cont.) Cuadro resumen de los diferentes dispositivos de SGRT considerados en este documento, donde se indican brevemente las principales funcionalidades y especificaciones técnicas según cada fabricante.

Sistema de SGRT	Método	Unidad de Tratamiento/ Simulación	Principales características	Especificaciones técnicas
<i>Synchrony Respiratory Tracking System</i>	Radiación Infrarroja	Cyberknife, Radixact	Seguimiento intrafracción de emisores infrarrojos de fibra óptica LED ubicados en la superficie del paciente. Sincroniza la posición del haz con la lesión mediante un modelo que correlaciona la señal de los marcadores con imágenes de rayos X.	FOV: 40 cm x 40 cm Frecuencia de adquisición: 15 fps Tamaño de píxel: 400 µm Exactitud: < 1.5 mm
<i>Sentinel</i>	Luz Láser	Canon, Siemens, Philips, General Electric	Reconstrucción 3D a partir de una línea láser que barre la superficie del paciente, mientras que una cámara captura las proyecciones de esa línea. En tratamientos de gating o BH con Catalyst es imprescindible Sentinel para establecer la correlación entre la superficie de referencia para el posicionamiento inicial y la empleada durante la irradiación.	Luz emitida: 690 nm (R) Frecuencia de adquisición: 50 fps (Gating 16 fps) Exactitud: < 1.0 mm (Gating < 1.0 mm) Reproducibilidad: < 0.2 mm Estabilidad a largo plazo: < 0.3 mm
<i>Catalyst</i>	Luz Estructurada	Varian, Elekta, IBA, Accuray	Reconstrucción 3D de la superficie del paciente mediante la deformación de un patrón de luz estructurada captada por cámaras monoculares. Facilita el posicionamiento proyectando códigos de ayuda: colores, vectores o valores numéricos. Registro deformable entre la superficie de referencia y la superficie en vivo, excepto para SRS que es rígido.	Luz emitida: 405 nm (B) 528 nm (G) 624 nm (R) FOV: 80 cm x 140 cm x 40 cm Frecuencia de adquisición: 200 fps Exactitud: < 0.5 mm (Gating < 1.0 mm) Reproducibilidad: < 0.2 mm Latencia: 851 ± 100 ms
<i>AlignRT</i>	Luz Estructurada	Varian, Elekta, IBA, HITACHI Canon, Siemens, Philips, General Electric	Reconstrucción 3D de la superficie del paciente mediante la deformación de un patrón de luz estructurada captada por cámaras estereoscópicas. Tratamientos de gating respiratorio o BH. Registro rígido entre la superficie de referencia y la superficie en vivo.	Luz emitida: 690 nm (R) FOV: 65 cm x 100 cm x 35 cm 60 cm x 50 cm x 35 cm (Halcyon / Ethos) Frecuencia de adquisición: 27 fps Exactitud: < 0.5 mm Latencia: < 100 ms
<i>Identify</i>	Luz Estructurada	Varian, Elekta	Reconstrucción 3D de la superficie del paciente mediante la deformación de un patrón de luz estructurada captada por cámaras estereoscópicas. Módulos específicos para posicionamiento, monitorización respiratoria y seguimiento intrafracción, SRS. Identifica por RF los accesorios de inmovilización asignados al paciente. Localiza su posición y dispositivos de indexación mediante cámara TOF.	Luz emitida: 465 nm (B) FOV: 50 cm x 50 cm x 40 cm Frecuencia de adquisición: 5-10 fps (10 cm x 10 cm ROI) Exactitud: < 1.0 mm (Gating < 2.0 mm) Latencia: < 400 ms (10 cm x 10 cm ROI)
<i>ExacTrac Dynamic</i>	Luz Estructurada	Varian, Elekta	Reconstrucción 3D de la superficie del paciente mediante la deformación de un patrón de luz estructurada captada por cámaras estereoscópicas. Correcciones al posicionamiento por rayos X estereoscópicos y actualiza la superficie de referencia mediante la inclusión de la información térmica.	Luz emitida: 459 nm (B) FOV: 25° x 20° Frecuencia de adquisición: 15-20 fps (cámara térmica) 500 fps (cámara óptica) Exactitud: < 1.0 mm Latencia: 150-190 ms

(R) Rojo (G) Verde (B) Azul fps: imágenes por segundo

2. Prerrequisitos de instalación

2.1. La elección del equipo de SGRT

Un sistema de SGRT supone una fuerte inversión económica, y es importante realizar un estudio coste-beneficio antes de su adquisición.³ El punto de partida es planificar el uso que se le va a dar a medio plazo para seleccionar el sistema de SGRT y los módulos concretos que ofrecen las casas comerciales. También habrá que estudiar si el dispositivo de radioterapia requiere la instalación de alguna licencia o dispositivo adicional para la integración con el sistema de SGRT. Siempre se puede programar una segunda etapa de actualización del sistema para añadir nuevas prestaciones.

Los posibles usos son:

1. Seguimiento del movimiento intrafracción, con capacidad de interrumpir automáticamente el tratamiento.
2. Posicionamiento inicial de pacientes a nivel básico: el seguimiento óptico del contorno externo ha demostrado ser más exacto respecto al sistema tradicional basado en la alineación de las marcas fiduciales con los láseres de sala.²⁸⁻³³
3. Posicionamiento de pacientes a nivel avanzado: un sistema de seguimiento óptico que logre posicionar a todos o la mayoría de los pacientes, incluyendo los que presentan más dificultades, como los que llevan máscara de inmovilización o son obesos, y con fiabilidad suficiente como para poder reducir el número de imágenes tomográficas de posicionamiento. Habitualmente, se requiere un modelo más completo y un control de calidad más exigente.
4. Tratamientos en BH,⁴¹ preferentemente que permitan la interrupción automática del haz cuando la señal respiratoria no se encuentre en la fase seleccionada para el tratamiento.
5. Tratamientos con *gating* en respiración libre, que requieren alta resolución temporal y tiempos de respuesta suficientemente rápidos. En este caso, además de la exigencia en las prestaciones del equipamiento, deberá considerarse la complejidad de los controles de calidad asociados.
6. Tratamientos de SRS, con precisión submilimétrica (TG 42⁷³), y posibilidad de haces no coplanares.

Por otra parte, es muy práctico y seguro que el dispositivo permita el desplazamiento automático de la mesa hasta alcanzar la posición de tratamiento. Hay que valorar la ventaja de que incluyan sistemas de identificación del paciente y de los inmovilizadores

que usa. Conviene además que el programa permita distinguir perfiles de usuarios según el nivel de responsabilidad: uso rutinario con pacientes y controles diarios, administrador para archivado de pacientes, creación de protocolos, definición de tolerancias y calibración del sistema.

Como punto de partida, hay dos elecciones con mayor repercusión económica:

- El **número de dispositivos de detección**. Dependiendo del sistema, pueden instalarse uno, dos o tres. Como se ha comentado, un mayor número de detectores mejora la exactitud del sistema, y evita que las imágenes queden ocultas por algún dispositivo. Por otra parte, la instalación con un solo módulo es más económica, y puede tener prestaciones suficientes para la mayoría de las aplicaciones.
- La instalación o no de un **sistema de SGRT en el TC de simulación**. En algunos casos es imprescindible. En otros, mejora los posicionamientos iniciales. Para otros tratamientos, puede ser superfluo.

2.2. Requisitos de la instalación

Los sistemas de posicionamiento automático para tratamientos de radioterapia han de atenerse a las tolerancias recomendadas por los informes de las distintas sociedades científicas, como TG 142^{55,74} o el protocolo de la SEFM sobre control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico.⁷⁵

La empresa suministradora deberá especificar los requisitos para un funcionamiento óptimo del sistema de SGRT. Entre otros aspectos, deberá valorar la posibilidad de anclar sólidamente los dispositivos, de protegerlos si pueden colisionar con otros periféricos como luminarias móviles, así como proporcionar especificaciones de estabilidad térmica y eléctrica necesarias, además de su compatibilidad con los distintos tipos de iluminación.

En el caso de utilización de SGRT con precisión submilimétrica, puede requerirse un ajuste de la óptica (realizado por el servicio técnico) específico por instalación. Asimismo, la infraestructura de la instalación deberá garantizar unos requisitos de estabilidad térmica y compatibilidad de iluminación más exigentes.

3. Puesta en funcionamiento del sistema

3.1. Pruebas de aceptación

De acuerdo con los artículos 10 y 11 del Real Decreto 1566/1998⁷⁶ (a la espera de la trasposición de la Directiva Europea 2013/59/EURATOM⁷⁷), tras la

instalación por parte de la empresa suministradora, los equipos de localización serán sometidos a una prueba previa a su uso clínico que determinará su aceptación. El especialista en Radiofísica Hospitalaria será responsable de la aceptación y determinación del estado de referencia inicial del equipamiento, a través de las pruebas necesarias para comprobar el cumplimiento de las especificaciones técnicas y condiciones de funcionamiento detalladas en las condiciones de compra, las características técnicas ofertadas por el suministrador y las normas legales vigentes al respecto.

Las pruebas de aceptación propuestas por el fabricante requieren de una serie de consideraciones:

- Este tipo de procedimientos son un documento cerrado, redactado por el fabricante, sin intervención del usuario ni de ningún organismo o entidad científica independiente, centrados principalmente en las seguridades básicas. Su operatividad en condiciones clínicas deberá ser examinada durante la puesta en funcionamiento por parte del especialista en Radiofísica Hospitalaria, como se expone en la sección 3.2.
- Habitualmente, el proceso de aceptación se lleva a cabo cuando el especialista en Radiofísica Hospitalaria que lo realiza o supervisa está aún poco familiarizado con el nuevo equipo, así como con el material de prueba prestado por el suministrador, lo que implica un riesgo de no comprender plenamente su funcionamiento, y que algunos aspectos pasen desapercibidos. Por este motivo, conviene disponer del documento con las pruebas de aceptación con antelación suficiente a llevarlas a cabo.
- Algunas de las pruebas de aceptación presuponen que la unidad de tratamiento en que se instalará el sistema de SGRT, se encuentra dentro de tolerancias en las pruebas geométricas periódicas. Cabría la posibilidad de que un error geométrico del equipo de radiación falsease las pruebas de aceptación. Es recomendable, por lo tanto, consultar con el suministrador las pruebas geométricas relevantes que conviene llevar a cabo antes de la calibración del equipamiento. Al menos, es necesario comprobar la alineación de los láseres, la horizontalidad de la mesa de tratamiento y la coincidencia de los isocentros del sistema de imagen y radiación del equipo de radioterapia.
- Al tratarse de elementos formados por varios componentes, tanto en el hardware como en el software, es preciso cerciorarse cuidadosamente de que se instalan todos los componentes del sistema y de que se dispone de todas las funcionalidades contratadas.

A continuación, se proponen unas pruebas que habría que incluir en el proceso de aceptación, o al

menos, antes de la puesta en funcionamiento, contando con la ayuda del suministrador.

1. Revisión del funcionamiento seguro del equipo en todas las condiciones de uso previsibles:
 - Distintas localizaciones y geometrías, incluyendo haces no coplanares en caso de estar disponibles.
 - Compatibilidad con accesorios del paciente, como inmovilizadores, arcos de reflectores infrarrojos, o demás dispositivos.
 - Compatibilidad con accesorios de la sala, como monitores móviles de vídeo, cámaras de circuito cerrado de TV, o focos móviles, que puedan interferir con partes del sistema.
 - Fijaciones mecánicas de equipos montados en las paredes o el techo: cámaras, monitores, proyectores, ordenadores.
2. Posteriormente, en las pruebas de puesta en funcionamiento, se revisarán las limitaciones funcionales del equipo, como se indica en la sección 3.2.1.3. El motivo de adelantar esta revisión rápida es evitar defectos en la instalación que posteriormente sea más complicado subsanar.
3. Seguridad del flujo de datos entre el equipo instalado y el resto de los sistemas periféricos: red informática y de registro y verificación (R&V), TPS, unidad de tratamiento, unidad de simulación. Convendrá cerciorarse de que el sistema cumple la legislación en materia de protección de datos. También será útil hacer una estimación de las necesidades de almacenamiento informático, así como de las opciones de que se dispone para hacer una adecuada copia de respaldo de la base de datos clínicos.
4. Correcta compatibilidad con los sistemas externos con los que debe interactuar, como el asistente automático de mesa.
5. Exactitud de localización del sistema, en condiciones no clínicas, según las especificaciones básicas del fabricante. En la sección 3.2.3. de las pruebas de puesta en funcionamiento, se expone un procedimiento más detallado en este sentido.
6. Exactitud en el seguimiento del movimiento del paciente, en condiciones no clínicas. En ocasiones, las casas comerciales emplean maniqués que emulan el movimiento respiratorio, pero que solo sirven para hacer una prueba cualitativa de la detección del movimiento porque no describen movimientos con una calibración adecuada. En el apartado 3.2.4.1. se propone otro procedimiento más exhaustivo con esta finalidad.
7. Extensión del área de detección, para determinar no solo que se cumple con las especificaciones, sino también para tener en consideración

esta información a la hora de definir los protocolos clínicos que van a ser empleados. Esta prueba se puede realizar desplazando un maniquí sobre la mesa en las diferentes direcciones hasta que se empieza a perder la señal de este por los extremos y midiendo la distancia desde la región detectada más alejada y el isocentro.

8. Funcionamiento de la interrupción y reanudación del haz. Si no se dispone de un maniquí con movimiento programable que permita realizar una prueba completa, se puede probar dicho funcionamiento moviendo manualmente el maniquí, con el haz inactivo, y comprobar los indicadores del sistema de SGRT de que el haz está disponible y deja de estarlo. Asimismo, se debe comprobar si existe la opción de invalidar la inhibición del haz. En el apartado 3.2.4 se proponen comprobaciones más completas para la puesta en funcionamiento.
9. En el caso de que el sistema disponga de un equipamiento específico para la sala de simulación, y de que se vayan a emplear funcionalidades de adquisición 4D, se deberá realizar un TC a un maniquí que emule el movimiento respiratorio. Es recomendable verificar la funcionalidad del sistema y la ausencia de artefactos en las imágenes tanto en modo prospectivo como retrospectivo.

Para simplificar los procedimientos que se exponrán posteriormente, a continuación, se establece una clasificación de maniqués que serán referidos en los sucesivos apartados de “Recursos materiales”.

M1. Maniquí de geometría sencilla. Basta con que sea fácilmente detectable por el sistema de SGRT. Puede ser el proporcionado por el fabricante para el control de calidad diario, o cualquier otro del que se disponga para otras pruebas.

M2. Maniquí antropomórfico. Debe reproducir alguna región anatómica del cuerpo humano. Pueden emplearse maniqués comerciales dedicados para pruebas radiológicas o dosimétricas, confeccionarlos con impresora 3D, o incluso adquirir y adaptar un maniquí de escaparate. Si, debido al color o la textura, el sistema de SGRT no detectase bien la superficie, esta puede cubrirse con cinta adhesiva o una capa de pintura.

M3. Maniquí con movimiento respiratorio. Debe constar de una superficie capaz de realizar un movimiento oscilatorio de al menos 1 cm de amplitud. Pueden emplearse maniqués comerciales dedicados para el control de calidad de sistemas de TC4D o CB4D, o bien, construir uno sencillo dotado de un motor giratorio que mueva una rueda excéntrica.

M4. Maniquí con movimiento submilimétrico. Debe ser capaz de desplazar una superficie con error

inferior a 1 mm. En el anexo A1 se propone el diseño de un maniquí que sirva a la vez para la generación de movimientos respiratorios. Como alternativa se podría emplear un maniquí estable, y realizar los desplazamientos mediante la mesa robótica, si tiene la precisión requerida.

3.2. Pruebas de puesta en funcionamiento

En esta sección se describen las pruebas de puesta en funcionamiento recomendadas, siguiendo una misma estructura de presentación en forma de procedimientos autocontenidos e independientes, de manera que mantengan un esquema similar en la descripción de aquellos pasos comunes a varias pruebas.

3.2.1. Conectividad con el equipamiento periférico

3.2.1.1. Comunicación con los sistemas de registro y verificación e integridad de los datos

De modo similar a como se procede con otros sistemas, como el TPS o la red de registro y verificación de tratamientos, es necesario asegurar que el sistema de SGRT realiza correctamente la transmisión y recepción de parámetros del plan de tratamiento, como los datos demográficos y la orientación del paciente, la identificación del plan de radioterapia y la posición de los puntos de interés como el isocentro de radiación. Para este propósito se establece el siguiente procedimiento.

P01: Comunicación del sistema de SGRT con el equipamiento periférico.	
Objetivo:	Comprobar la correcta transmisión de datos entre el sistema de SGRT y los distintos equipos periféricos (TC, TPS, unidad de tratamiento, R&V).
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 30 min por orientación: 4 combinaciones HF/FF, supino/prono.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1), con marcas para distinguir la orientación (antero-posterior, cráneo-caudal) y lateralidad.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Crear un paciente en cuyo nombre aparezcan caracteres especiales del idioma local. 2. Posicionar el maniquí en la unidad de simulación. Añadir los marcadores necesarios para asegurar la identificación inequívoca de lateralidad, posición y orientación.

<ol style="list-style-type: none"> 3. Realizar un estudio de TC con el protocolo de adquisición de imágenes donde se indique la orientación adecuada del paciente. En caso de disponer de un equipo de SGRT en el TC, será opcional la adquisición de la superficie de referencia mediante este sistema. 4. Importar el TC al TPS y realizar un plan de prueba sencillo, con una diferencia conocida en cada dirección entre el punto de referencia marcado en el TC y el isocentro de tratamiento. 5. Transferir el plan a la red de R&V y al sistema de SGRT. 6. Abrir el paciente en el sistema de SGRT y comprobar que los datos identificativos del paciente y del tratamiento son correctos. Prestar atención a los caracteres especiales del idioma local, para asegurar que no generen problemas de compatibilidad. 7. En caso de sincronización automática con la red de R&V, comprobar que el sistema carga correctamente los datos del paciente y plan de tratamiento. 8. Colocar el maniquí en el isocentro de la unidad de tratamiento con el sistema de SGRT. Comprobar mediante los indicadores de mesa que los desplazamientos respecto a las marcas de referencia son correctos en magnitud y sentido. 9. En caso de que el sistema devuelva los datos de las correcciones geométricas a la red de R&V: se desplazará el maniquí una distancia arbitraria en cada dirección para que el sistema de SGRT haga la corrección pertinente. Después de ejecutar el tratamiento y cerrar el plan del paciente, se comprobará la magnitud y unidades de dicha corrección, grabadas en la red de R&V. 10. Este procedimiento deberá repetirse para cada posición del paciente (HF/FF, supino/prono).
Análisis: Verificación de la magnitud y sentido de los desplazamientos y registro de las correcciones aplicadas.
Tolerancia: Funcional.

3.2.1.2. Comunicación con la unidad de tratamiento e interrupción/reanudación del haz de radiación

Es preferible que el sistema de SGRT interrumpa y reanude automáticamente el haz de radiación, a fin de minimizar las repercusiones dosimétricas para el paciente en caso de una eventual distracción por parte de los operadores durante la administración del tratamiento. Además, el tiempo de reacción humana no es comparable al de un sistema electrónico. Sin embargo, no es necesario que sea automática la activación del haz del TC para la obtención de imágenes de planificación.

Se propone la siguiente prueba para los sistemas de SGRT que tengan control automático de la interrupción/reanudación del haz de radiación.

P02: Integración del sistema de SGRT con la unidad de tratamiento.
Objetivo: Comprobar la integración del sistema de SGRT, sus comunicaciones con la unidad de tratamiento, así como su capacidad de interrumpir y reanudar el haz de radiación.

Funcionalidad clínica: Posicionamiento inicial. Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones.
Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 1 hora.
Recursos materiales: Maniquí móvil, preferiblemente con capacidad de simular movimientos respiratorios (M3).
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> 1. Alinear la base estática del maniquí móvil con los láseres de sala del TC de simulación, de manera que cuando se posicione en la unidad de tratamiento, el motor se encuentre hacia el cabezal y no bloquee el campo de visión de la cámara central del sistema de SGRT. 2. Adquirir un estudio de imágenes TC del maniquí: <ol style="list-style-type: none"> 2.1. En reposo, si no se dispone de TC con sincronización de movimiento respiratorio. 2.2. En la fase representativa de los tratamientos a monitorizar (por ejemplo: TC en inspiración para tratamientos en BH; TC en espiración para <i>gating</i> en respiración libre). En el caso de emplear sistemas de SGRT para la monitorización del ciclo respiratorio en la sala de simulación, deberá prestarse especial atención a la amplitud de movimiento detectada por el sistema, dado que la componente detectada por el sistema suele corresponder con el desplazamiento vertical del maniquí, mientras que el movimiento que se programa es el longitudinal. En este sentido, habría que considerar un maniquí cuya superficie permitiera la detección de su movimiento en ambas componentes, por ejemplo, mediante una forma de cuña, de manera que el movimiento detectado por el sistema de SGRT fuera la componente vertical dada por el producto de la amplitud de movimiento longitudinal y la tangente del ángulo definido por la forma de cuña. 3. Importar el TC al TPS y definir las coordenadas del origen en el centro de la base estática de la plataforma. 4. Diseñar un plan de tratamiento sencillo (por ejemplo, un campo de radiación con cabezal a 0°). Transferir dicho plan a la red de R&V y al sistema de SGRT. 5. Definir una región de monitorización de la superficie representativa de la zona a tratar que abarque, siempre que sea posible, el isocentro, y establecer las tolerancias del sistema de SGRT tal que se excedan en parte del movimiento descrito por el maniquí (es decir, tolerancias inferiores a la amplitud de movimiento). 6. Situar el maniquí según el protocolo de posicionamiento habitual (imágenes 2D de kV y/o MV, MVCT o CBCT). 7. Administrar el plan de tratamiento monitorizado por el sistema de SGRT, considerando las interrupciones y reanudaciones del haz establecidas por el nivel de ventana definido.
Análisis: Prueba de funcionalidad. Comprobar que el sistema de SGRT detecta cuándo el maniquí está fuera de la ventana de haz activo, y que la señal enviada por el sistema llega al acelerador, produciendo las interrupciones y reanudaciones programadas del haz.
Tolerancia: Funcional.

3.2.1.3. Límites de funcionalidad del sistema

Un paso previo al uso clínico del sistema de SGRT será asegurarse de que los accesorios que lo componen no interfieren en la administración del tratamiento. Podría ocurrir, concretamente, con plataformas para emisores de IR, o monitores gráficos para asistir al paciente en la respiración.

Es fundamental explorar las situaciones y localizaciones en las que el equipo pueda perder fiabilidad, con la finalidad de prever problemas en los futuros tratamientos. Adicionalmente, si el equipo se usara fuera de las condiciones recomendadas por el fabricante, habría que considerar si son necesarios protocolos de uso específicos para esa situación. El informe del TG 121 de la AAPM⁷⁸ puede aportar alguna orientación en este caso.

El sistema de SGRT tiene, por diseño y construcción, un campo de visión limitado, que no abarca al paciente completamente. Aunque la documentación del fabricante suele incluir información a este respecto, y este punto suele formar parte de las pruebas de aceptación, es necesario comprobar la zona de funcionamiento efectivo del sistema para las distintas situaciones clínicas. Las pruebas iniciales que proponen las casas comerciales para determinar el campo de visión suelen ser insuficientes.

El rendimiento y la exactitud de los sistemas puede verse influenciados por la temperatura de la sala, lo cual se estudiará más adelante en este documento. Como son sistemas ópticos, también influye la contaminación lumínica: iluminación ambiente, semáforos o señales luminosas. Como regla general, los sistemas de SGRT presentan un funcionamiento más adecuado en condiciones de baja iluminación, pero es conveniente realizar también las pruebas con la iluminación de sala encendida, por si algún paciente lo necesita.

Una característica fundamental de los sistemas de SGRT es que requieren visión directa de la superficie del paciente. Existen diversos elementos que pueden impedirlo: el cabezal de tratamiento o los dispositivos de imagen, algunos inmovilizadores, el marco de reflectores IR para los movimientos de un modelo de mesa robótica 6D.

No obstante, la mayoría de las interferencias ocurren con partes del propio paciente, como sucede en pacientes obesos o con busto voluminoso, donde algunas zonas pueden quedar ocultas a la vista del sistema tras el abdomen o los senos.

Además, conviene tener en consideración las siguientes recomendaciones para la mejora en el uso de los sistemas de SGRT:

- La abundancia de vello corporal puede alterar la capacidad del sistema para detectar con claridad la superficie. En algunos casos, puede ser aconsejable rasurar algún área de interés del paciente.¹⁴
- La variedad de tonos de piel y la distinta anatomía externa de los pacientes requerirán que los opera-

dores vayan adquiriendo destreza en el ajuste de los parámetros del sistema de visión: ganancia, tasa de fotogramas y tiempo de integración.

- Es muy probable que el bolus que se emplee en los tratamientos no sea detectable por las cámaras. Habitualmente, el problema se soluciona recubriéndolo con un adhesivo con más textura, como el esparadrapo de papel. Lo mismo cabe decir de las máscaras termoplásticas.

A continuación, se propone un procedimiento para evaluar el campo de visión de las cámaras de un sistema de SGRT.

P03: Evaluación del campo de visión del sistema de SGRT.	
Objetivo:	Comprobar que el sistema detecta una región lo suficientemente amplia como para adecuarse a todas las situaciones clínicas.
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 30 minutos.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1).
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Apagar todas las luces de la sala. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Desplazar el maniquí en cada dirección y sentido del espacio, hasta que las cámaras (sin oclusiones) dejen de detectarlo. Registrar los desplazamientos máximos. 4. Repetir los puntos 2 y 3 con todas las luces de la sala encendidas. 5. Si el sistema de SGRT consta de varios conjuntos de cámaras, repetir los pasos 1 a 4 con cada una de las cámaras ocluidas por el cabezal o los dispositivos de imagen del acelerador.
Análisis:	Constatar que el volumen de detección es suficiente para el uso clínico.
Tolerancia:	El sistema debe ser funcional en una región de ± 20 cm en todas las direcciones respecto al isocentro de la unidad de tratamiento.

3.2.2. Estabilidad del sistema

3.2.2.1. Curva de estabilización térmica

La temperatura del equipo influye en la dilatación y contracción del sistema óptico de cámaras, afectando a la exactitud. Por este motivo, la mayoría de las casas comerciales recomiendan introducir en la rutina diaria,

tras el apagado de las cámaras, un ciclo de encendido, de manera que el sistema nunca llegue a quedarse apagado mucho tiempo y, por lo tanto, a enfriarse. Sin embargo, incidencias no previstas, como un corte de suministro eléctrico, pueden obligar al apagado total del sistema. Es importante conocer la curva de estabilización de las cámaras, es decir, cuánto tiempo se ha de esperar para poder trabajar con el sistema térmicamente estable, que puede depender del tiempo que lleva apagado el sistema de SGRT.

P04: Curva de estabilización térmica del sistema de SGRT.
Objetivo: Describir la dependencia con el tiempo de la exactitud del sistema en la detección del posicionamiento.
Funcionalidad clínica: Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones.
Recursos humanos y tiempo estimado:* Especialista en Radiofísica Hospitalaria o Técnico Superior en Radioterapia y Dosimetría (TSRD). 4 horas.
Recursos materiales: Necesarios: maniquí de geometría sencilla (M1). Recomendables: maniquí antropomórfico (ver apartado 3.3), preferentemente de una zona anatómica representativa de la práctica clínica mayoritaria, de color y propiedades de absorción/reflexión lo más parecidas a la piel humana para la que el sistema ha sido calibrado.
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Mantener el maniquí en monitorización continua[†] hasta alcanzar la estabilidad de la lectura de las cámaras en torno a cero. 4. En caso de prescindir de la monitorización continua, la alternativa es monitorizar puntualmente cada 10 - 15 min el maniquí hasta que las lecturas sean estables en torno a cero. 5. Representar gráficamente las desviaciones detectadas por el sistema en función del tiempo de monitorización.
Análisis: Evaluar la magnitud de las fluctuaciones en el tiempo y determinar el momento a partir del cual se estabilizan en torno a cero.
Tolerancia: Especificaciones del fabricante.

3.2.2.2. Estabilidad intrafracción

Esta prueba supone que ha transcurrido el tiempo de estabilización térmica necesario, y trata de comprobar que el sistema no detecta movimientos inexistentes del paciente. Algunos grupos¹⁴ han monitorizado la detección cada 15 s, encontrando variaciones inferiores a 1 mm y 0.3°, mientras que otros grupos han usado diferentes intervalos de tiempo y número de medidas,^{61,79} con resultados similares. La desviación típica de los diversos valores obtenidos proporciona una estimación de la reproducibilidad del sistema.

P05: Estabilidad intrafracción.
Objetivo: Evaluar la estabilidad del sistema en la detección del posicionamiento.
Funcionalidad clínica: Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Semestral para tratamientos estereotácticos. Anual para tratamientos convencionales.
Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 1 hora.
Recursos materiales: Maniquí antropomórfico (M2), preferentemente de una zona anatómica representativa de la práctica clínica mayoritaria, de color y propiedades de absorción/reflexión lo más parecidas a la piel humana para la que el sistema ha sido calibrado.
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Mantener al maniquí en monitorización continua y anotar la lectura de las cámaras durante al menos 1 h. 4. En caso de prescindir de la monitorización continua, la alternativa es monitorizar puntualmente cada 10 - 15 min el maniquí. 5. Representar gráficamente las desviaciones detectadas por el sistema en función del tiempo de monitorización.
Análisis: Evaluar la magnitud de las fluctuaciones del sistema de SGRT.
Tolerancia: ≤ 0.5 mm y 0.5° para tratamientos estereotácticos. ≤ 1 mm y 1° para tratamientos convencionales.

* El tiempo requerido para la prueba es el tiempo que transcurre hasta que las lecturas del sistema sean estables, y por tanto altamente dependiente del sistema de SGRT usado (de la casa comercial). Por cuestiones de inclusión, se introduce el mayor tiempo esperable para que cualquier sistema de SGRT en el mercado sea estable.

† Según el fabricante, algunos sistemas de SGRT pueden presentar una pérdida de eficiencia en la detección del posicionamiento cuando se usan durante mucho tiempo en monitorización continua, dependiendo de la frecuencia de refresco y el número de puntos de rastreo. Para esta prueba, ambas magnitudes se pueden mantener a un valor bajo.

3.2.2.3. Reproducibilidad interfacción

Independientemente de la elección de la superficie de referencia (la obtenida en simulación, o la del primer día de tratamiento tras control de IGRT, ver ejemplos en apartado 4.1.), deberá evaluarse la reproducibilidad del sistema en el posicionamiento a lo largo de las sesiones.

Se propone el siguiente procedimiento para comprobar la fiabilidad del sistema de SGRT en el posicionamiento interfacción.

P06: Reproducibilidad interfacción.	
Objetivo:	Determinar la reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento interfacción.
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Semestral para tratamientos estereotácticos. Anual para tratamientos convencionales.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 3 horas.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1), preferiblemente con marcadores externos que permitan su alineación con indicadores luminosos tales como los láseres de sala o la proyección del retículo. Sistema de IGRT, preferiblemente con capacidad de realizar adquisiciones TC o de haz cónico (CBCT). En su defecto se pueden utilizar los indicadores luminosos.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Realizar el protocolo de adquisición habitual mediante IGRT y registrar las correcciones de posicionamiento inicial indicadas por el sistema. 4. Repetir los pasos 1 a 3, realizando un nuevo posicionamiento del maniquí desde el principio en cada ocasión. Efectuar al menos 5 medidas. 5. Se recomienda repetir la prueba para el modo de funcionamiento específico de estereotaxia si se dispone del mismo.
Análisis:	Evaluar la desviación típica de las correcciones encontradas.
Tolerancia:	≤ 0.25 mm y 0.25° para tratamientos estereotácticos. ≤ 0.5 mm y 0.5° para tratamientos convencionales.

3.2.3. Exactitud en la determinación del posicionamiento

Algunos sistemas de SGRT requieren de la delimitación un área de interés de la superficie del paciente. No obstante, en los procedimientos que se describen a continuación, no se especifican las dimensiones de dicha región de interés, ya que su influencia se considera despreciable a partir de un número mínimo de puntos (del orden de 1000⁸⁰). En la práctica clínica, las dimensiones de las áreas de monitorización exceden ampliamente de este valor.

3.2.3.1. Centrado del sistema

Para asegurar la exactitud en el posicionamiento del paciente en términos absolutos, es imprescindible comprobar que el centro de coordenadas del sistema de SGRT coincide con el isocentro de la unidad de simulación o tratamiento.

Por otra parte, en los sistemas de SGRT que tienen varios conjuntos de cámaras o varias técnicas de seguimiento (luz láser o estructurada, TOF o radiación térmica), debe comprobarse que todos los dispositivos coinciden entre sí. Las casas comerciales han desarrollado sus propios procedimientos para este propósito.

Cuando el sistema de SGRT no supera esa prueba, habitualmente se puede seguir un protocolo de calibración previsto por el fabricante para dejar el sistema dentro de tolerancias.

P07: Centrado del sistema de SGRT.	
Objetivo:	Evaluar el correcto centrado del sistema de SGRT.
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Diaria.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 5 minutos.
Recursos materiales:	Maniquí proporcionado por el fabricante.
Procedimiento:	Descrito por el fabricante.
Análisis:	Descrito por el fabricante.
Tolerancia:	Especificaciones del fabricante.

3.2.3.2. Exactitud en la detección de los desplazamientos con mesa a 0°

Resulta imprescindible determinar la exactitud con que el sistema de SGRT mide los desplazamientos,

para conocer sus limitaciones y evitar inconsistencias en la práctica clínica. Se propone el siguiente procedimiento.

P08: Exactitud en la detección de los desplazamientos* con mesa a 0°.	
Objetivo:	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con mesa a 0°.
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Mensual.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 30 minutos.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1), preferiblemente ortopedro, con marcadores radiopacos externos, uno centrado en su superficie anterior y otro centrado en una de sus superficies laterales. Plataforma con capacidad de movimiento micrométrico, o dispositivo electrónico de imagen portal (<i>Electronic Portal Imaging Device</i> o EPID) y programa de análisis de imagen, o indicadores luminosos (láseres de sala, proyección del retículo con la simulación luminosa del campo) junto con papel milimetrado y transportador.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Aplicar desplazamientos conocidos con ayuda de la plataforma micrométrica, o bien moviendo la posición de la mesa, y registrarlos junto con los detectados por las cámaras. 4. Repetir el paso 3 para un rango de desplazamientos deseado y para cada grado de libertad por separado. Por ejemplo, traslaciones: ± 20, ± 10, ± 5, ± 3, ± 2, ± 1, ± 0.5, ± 0.3, ± 0.2 y ± 0.1 mm; rotaciones: ± 5, ± 3, ± 2, ± 1, ± 0.5, ± 0.3, ± 0.2 y ± 0.1 °.
Análisis:	Evaluar la magnitud de las diferencias entre los desplazamientos detectados por el sistema de SGRT respecto a la plataforma micrométrica, o el papel milimetrado, o el dispositivo EPID.
Tolerancia:	≤ 0.5 mm, 0.5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. ≤ 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. ≤ 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.

* Dependiendo de la configuración del sistema de SGRT, para una misma región de interés, la exactitud puede depender del protocolo de monitorización seleccionado.

3.2.3.3. Exactitud en la detección de los desplazamientos con rotación de mesa

Con cierta frecuencia, habitualmente en tratamientos craneales, se emplean incidencias del haz de radiación que implican la rotación de la mesa de tratamiento.

Cualquier pequeño error introducido en la calibración del sistema, realizado con mesa a 0°, se propaga amplificándose con el giro de mesa dando lugar, principalmente, a desplazamientos laterales y longitudinales que aparentan una deriva en la rotación de la misma.⁸¹ Es fundamental la verificación del comportamiento del sistema de SGRT con la rotación de mesa.

Como es lógico, previamente a este procedimiento se deben medir por otro medio los errores en las tres dimensiones que aparecen con el giro isocéntrico.

P09: Exactitud en la detección de los desplazamientos con rotación de mesa.	
Objetivo:	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con rotación de mesa.
Funcionalidad clínica:	Seguimiento y control intrafracción.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Mensual.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 30 minutos.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1), preferiblemente ortopedro, con marcador radiopaco externo centrado en su superficie anterior. Dispositivo EPID y programa de análisis de imagen, o indicadores luminosos (láseres de sala, proyección del retículo con la simulación luminosa del campo) y papel milimetrado.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Aplicar rotaciones isocéntricas de mesa conocidas, y registrar las desviaciones detectadas por las cámaras y el método alternativo (imagen EPID y/o indicador luminoso). 4. Repetir el paso 3 para el rango de rotaciones a estudiar. Por ejemplo: $\pm 90^\circ$ y $\pm 45^\circ$.
Análisis:	Evaluar la magnitud de las diferencias entre las rotaciones detectadas por el sistema de SGRT respecto al indicador luminoso con el papel milimetrado, o el dispositivo EPID.
Tolerancia:	≤ 0.5 mm, 0.5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. ≤ 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. ≤ 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.

3.2.3.4. Procedimiento End-to-End para la evaluación del posicionamiento

Es recomendable reproducir el proceso radioterápico de principio a fin sobre un maniquí, preferiblemente antropomórfico acorde a las localizaciones a tratar, que contenga marcadores radiopacos fácilmente identificables en su interior.⁸² Puesto que los sistemas de imagen y guiado por superficie se basan en información anatómica distinta, deberá intentarse, en la medida de lo posible, incluir la región de monitorización de la superficie o anatomía representativa más próxima en el registro de imágenes.

P10: Prueba end-to-end para la evaluación del posicionamiento.
<p>Objetivo: Evaluar la desviación y reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas próximas a las clínicas.</p>
<p>Funcionalidad clínica: Posicionamiento inicial.</p>
<p>Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Anual.</p>
<p>Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 3 horas.</p>
<p>Recursos materiales: Maniquí antropomórfico (M2) de la zona anatómica cuyo posicionamiento se quiere evaluar, que contenga marcadores radiopacos en su interior. Sistema de IGRT, preferiblemente con capacidad de realizar adquisiciones TC o de haz cónico (CBCT).</p>
<p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Realizar un TC de simulación con el sistema de inmovilización establecido para la patología. Delimitar los marcadores internos, así como de la superficie externa del maniquí. Diseñar un plan de tratamiento según el protocolo habitual del centro (técnica de irradiación estándar por tipo de localización) centrado en un marcador interno. Enviar e importar dicho plan a la red de R&V y al sistema de SGRT. Definir una región para la monitorización de la superficie representativa de la zona a tratar que abarque, siempre que sea posible, el isocentro. Situar el maniquí según el protocolo de posicionamiento habitual del centro para cada localización (imágenes 2D de kV y/o MV, MVCT o CBCT). Incluir la región anatómica de la superficie monitorizada en la zona de interés para el registro de imágenes, en aras de una mejor correlación entre ambas modalidades de imagen (radiológica y superficial). Realizar el registro de imágenes, preferiblemente automático, adaptado a las densidades de interés según la región anatómica. Anotar los desplazamientos detectados por el sistema de SGRT frente a los obtenidos del registro de imágenes para los grados de libertad disponibles, así como las traslaciones detectadas para los restantes marcadores radiopacos en su caso.

- Recolocar el maniquí introduciendo variaciones compatibles con situaciones clínicas (traslaciones < 3 cm y rotaciones < 3°), y repetir los pasos del 6 al 8, al menos 5 veces.

Análisis:

- Exactitud:** evaluar la magnitud de las diferencias encontradas entre los desplazamientos detectados por imagen radiológica y el sistema de SGRT.
- Reproducibilidad:** evaluar la desviación típica de las diferencias obtenidas para cada grado de libertad al repetir el procedimiento.

Tolerancia:

- Desviación:**
≤ 0.5 mm y 0.5° para tratamientos estereotácticos.
≤ 1 mm y 1° para tratamientos convencionales.
- Reproducibilidad:**
≤ 0.25 mm y 0.25° para tratamientos estereotácticos.
≤ 0.5 mm y 0.5° para tratamientos convencionales.

3.2.4. Exactitud en la determinación del movimiento respiratorio

3.2.4.1. Exactitud en la localización espacial

Se propone el siguiente procedimiento.

P11: Exactitud en la localización espacial en condiciones dinámicas.
<p>Objetivo: Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones dinámicas con mesa a 0°.</p>
<p>Funcionalidad clínica: Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.</p>
<p>Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Anual.</p>
<p>Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 1 hora.</p>
<p>Recursos materiales: Maniquí de movimiento respiratorio,⁸³ preferiblemente de desviación máxima submilimétrica (M4). Maniquí de geometría sencilla, preferiblemente ortoedro, con marcadores radiopacos externos, uno centrado en su superficie anterior y otro centrado en una de sus superficies laterales. Dispositivo EPID y programa de análisis de imagen, o indicadores luminosos (láseres de sala, proyección del retículo con la simulación luminosa del campo) junto con una regla, escala o papel milimetrado.</p>
<p>Procedimiento:</p> <ol style="list-style-type: none"> Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. Alinear la base estática de la plataforma con los láseres de sala de la unidad de tratamiento, y comprobar que cuando se activa el movimiento longitudinal de la misma, la parte móvil desliza simétricamente respecto a la posición central de la base. Es recomendable orientar la plataforma de manera que el motor se encuentre hacia el cabezal y no bloquee el campo de visión de la cámara central del sistema de SGRT.

<ol style="list-style-type: none"> 3. Colocar sobre la plataforma móvil la regla, escala o papel milimetrado. 4. Realizar una captura de referencia del maniquí para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema. 5. Programar un ciclo respiratorio a la plataforma cuyo patrón describa amplitudes de ± 5, ± 10, ± 15 y ± 20 mm, y periodos de permanencia en cada posición lo suficientemente largos como para identificar en el sistema de SGRT que se ha alcanzado la amplitud programada. 6. Para cada una de las amplitudes programadas, registrar la posición del maniquí que es detectada por el sistema, así como la medida mediante la regla, escala o papel milimetrado. En el caso de usar el dispositivo EPID, adquirir una proyección para cada una de las posiciones programadas en las que se visualice la posición del marcador radiopaco respecto a la posición central de la imagen. 7. Repetir los pasos 2 a 6 para cada uno de los ejes principales.
Análisis: Evaluar las desviaciones de las posiciones detectadas por el sistema de SGRT respecto a las medidas con la regla, escala o papel milimetrado, o bien respecto a las registradas por el dispositivo EPID.
Tolerancia: < 1 mm para tratamientos estereotácticos. < 3 mm para tratamientos convencionales.

3.2.4.2. Determinación de las latencias del sistema

En una situación ideal, la sincronización del haz de radiación con la localización del movimiento de la lesión es instantánea. Sin embargo, en la implementación clínica existe un tiempo finito entre la detección de una nueva ubicación del tumor y la ejecución del evento a realizar por la unidad de tratamiento para compensar el movimiento detectado. Estos eventos pueden ser la activación o interrupción del haz (*gating*), o bien la modificación de la posición del campo de radiación o del patrón de modulación (*tracking*). El tiempo requerido para acondicionar el haz de radiación en el momento adecuado de localización de la lesión se denomina latencia temporal.^{84,85}

Como se muestra en el anexo A3, una latencia elevada puede tener serias repercusiones sobre las dosis;⁵⁵ por ejemplo, a partir de una latencia de 200 ms en el movimiento del colimador multilámina, se compromete la reproducibilidad de tratamientos con *tracking* de MLC.⁸⁵ Los casos más afectados por las latencias del sistema durante la irradiación son los de *gating* en respiración libre y los de SBRT con control del movimiento respiratorio. Son los únicos en los que se establecen tolerancias; en el resto de los casos, quedan a decisión de cada centro.

Conviene recordar que la latencia general del sistema no está limitada solo por la velocidad de adquisición de imágenes del sistema de SGRT, sino también por el tiempo de reconstrucción requerido para la comparación entre la superficie en vivo y de referencia. Por lo tanto, esta limitación no depende solo del hardware de escaneo, sino también del software de

procesamiento posterior de imágenes y del tamaño de la superficie monitorizada.

Sea como fuere, lo importante es valorar si el haz de radiación está sincronizado con el movimiento de la lesión, razón por la cual se propone un procedimiento para su comprobación.^{86,87}

P12: Comprobación de las latencias temporales del sistema.
Objetivo: Estudiar el desfase temporal entre el sistema de SGRT y el mecanismo de interrupción/reanudación del haz de radiación.
Funcionalidad clínica: Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Anual.
Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 3 horas.
Recursos materiales: Maniquí de movimiento respiratorio, preferiblemente de desviación máxima submilimétrica (M4). Maniquí que contenga uno o varios marcadores radiopacos. Sistema de imagen kV, que pueda activarse durante el haz, en modo fluoroscopia y con una frecuencia de adquisición mínima de 60 Hz. Programa de análisis de imagen que extraiga, por cada imagen, la posición del maniquí/marcadores y el ruido en una región fuera de la zona de tratamiento, el cual será proporcional a la intensidad del haz (Anexo A2).
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y traer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear la base estática de la plataforma con los láseres de sala de la unidad de tratamiento, y comprobar que cuando se activa el movimiento longitudinal de la misma, la parte móvil desliza simétricamente respecto a la posición central de la base. Es recomendable orientar la plataforma de manera que el motor se encuentre hacia el cabezal y no bloquee el campo de visión de la cámara central del sistema de SGRT. 3. Insertar un intervalo de <i>gating</i> en la monitorización del ciclo respiratorio para que el movimiento del maniquí active la interrupción/reanudación del haz de manera periódica. 4. Administrar un plan de tratamiento con cabezal a 0° y suficientes UM para adquirir de manera ininterrumpida imágenes kV durante aproximadamente 2 min. 5. Exportar las imágenes de fluoroscopia en un formato que procese el programa de análisis.
Análisis: <ol style="list-style-type: none"> 1. Procesar las imágenes kV con el programa de análisis (Anexo A2). 2. Calcular el desfase temporal promedio entre la posición del maniquí y la interrupción/reanudación del haz por separado.
Tolerancia: Para <i>gating</i> en respiración libre, y tratamientos estereotácticos: 200 ms. Para el resto de los casos: no se establecen.

3.2.4.3. Procedimiento End-to-End para la administración del tratamiento con control respiratorio

Es necesario asegurar que la administración del tratamiento sobre un volumen blanco dinámico bajo condiciones de movimiento respiratorio se realiza como ha sido planificado, de manera que se alcance la exactitud necesaria en la localización del isocentro de tratamiento durante la interrupción/reanudación del haz de radiación, o su seguimiento con el movimiento de la lesión.

El siguiente procedimiento describe los pasos necesarios para comprobar la correcta administración del tratamiento en condiciones de control respiratorio.

P13: Prueba end-to-end para el tratamiento con control respiratorio.	
Objetivo:	<ol style="list-style-type: none"> Evaluar la coincidencia entre el ciclo respiratorio programado y el detectado por el sistema de SGRT. Comprobar la exactitud del posicionamiento de un marcador radiopaco oculto en el interior de un maniquí irradiado con movimiento respiratorio. Determinar la desviación de la dosis absorbida administrada tras la interrupción/reanudación del tratamiento por parte del sistema de SGRT en condiciones dinámicas respecto a la situación estática.
Funcionalidad clínica:	Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Anual.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 1 hora.
Recursos materiales:	Maniquí de movimiento respiratorio, preferiblemente de desviación máxima submilimétrica (M4). Maniquí que contenga un marcador radiopaco en forma de esfera en su interior y cuya superficie sea detectable por el sistema de SGRT. Película radiocrómica y escáner de sobremesa. Sustituible por un dispositivo EPID y programa de análisis de imagen. Electrómetro, cámara de ionización de volumen pequeño (< 0.125 cm ³), y lámina de material equivalente a agua con alojamiento para la misma.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> Alinear la base estática de la plataforma con los láseres de sala del TC de simulación, y comprobar que cuando se activa el movimiento longitudinal de la misma, la parte móvil desliza simétricamente respecto a la posición central de la base. Es recomendable orientar la plataforma de manera que cuando se posicione en la unidad de tratamiento, el motor se encuentre hacia el cabezal y no bloquee el campo de visión de la cámara central del sistema de SGRT. Colocar sobre la plataforma móvil la lámina de material equivalente a agua con la cámara de ionización de pequeño volumen dentro de su alojamiento. Centrado sobre el mismo, se colocará un fragmento de película radiocrómica.

A su vez, sobre la película, se alineará el maniquí con marcador radiopaco en su interior, siguiendo un montaje similar al de la fig. 1.

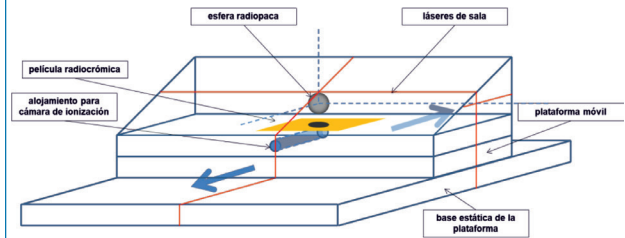


Fig. 1. Montaje experimental recomendado para la evaluación de un procedimiento End-to-End con movimiento respiratorio.

3. Programar un ciclo respiratorio a la plataforma cuyo patrón sea conocido, reproducible y adecuado a la modalidad de control respiratorio objeto de estudio (*gating* en respiración libre o BH), tanto en la fase de simulación como en la de tratamiento.
4. En el caso de emplear sistemas de SGRT para la monitorización del ciclo respiratorio en la sala de simulación, deberá prestarse especial atención a la amplitud de movimiento detectada por el sistema, dado que la componente detectada por el sistema suele corresponder con el desplazamiento vertical del maniquí, cuando el desplazamiento de interés para el propósito de esta prueba sería el longitudinal.

En este sentido, habría que considerar un maniquí cuya superficie permitiera la detección de su movimiento en ambas componentes, por ejemplo, mediante una forma de cuña, de manera que el movimiento detectado por el sistema de SGRT fuera la componente vertical dada por el producto de la amplitud de movimiento longitudinal y la tangente del ángulo definido por la forma de cuña (fig. 2).

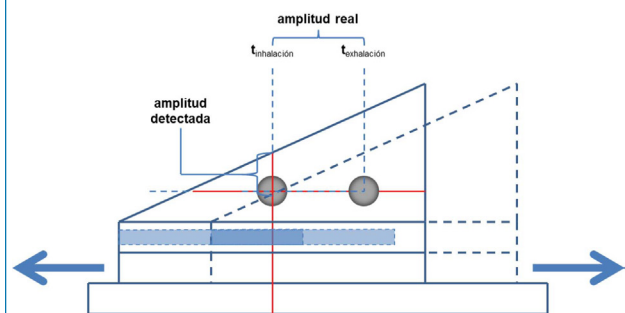


Fig. 2. Representación esquemática de la amplitud de movimiento detectada por el sistema de SGRT a partir de la amplitud real de movimiento del maniquí.

Para la monitorización del ciclo respiratorio, los sistemas de SGRT habitualmente emplean el seguimiento continuo de una pequeña ROI marcada sobre la superficie del paciente durante el escaneo de las cámaras.

5. Realizar un TC con la plataforma describiendo el ciclo respiratorio. Emplear un espesor de corte y reconstrucción similar a las condiciones clínicas, siendo recomendable valores inferiores a 2 mm. Para los tratamientos de BH, se sincronizará el momento de la adquisición del TC con la fase en la que el patrón reproduzca el estado de respiración mantenida.

6. Importar el TC al sistema de planificación de tratamientos y definir las coordenadas del origen en el centro de la base estática de la plataforma y del isocentro en el centro geométrico de la esfera.
7. Diseñar un campo de radiación de 4 cm x 4 cm, posición de cabezal a 0° y UM suficientes para obtener una imagen de la intensidad adecuada en la película radiocrómica.
8. Transferir el plan de tratamiento a la red de R&V y al sistema de SGRT.
9. Definir una región de monitorización de la superficie representativa de la zona a tratar que abarque, siempre que sea posible, el isocentro. En caso necesario, comprobar las ganancias de las cámaras del sistema de SGRT para que la imagen detectada en vivo sea satisfactoria.
10. Situar el maniquí según el protocolo de posicionamiento habitual (imágenes 2D de kV y/o MV, MVCT o CBCT) adquirido en la fase del ciclo en la que se administre el tratamiento.
11. Incluir la región anatómica de la superficie monitorizada en la zona de interés para el registro de imágenes, en aras de una mejor correlación entre ambas modalidades de imagen (radiológica y superficial). Utilizar el protocolo de registro de imágenes habitual para la patología, preferiblemente automático adaptado a las densidades de interés según la región.
12. Administrar el plan de tratamiento monitorizado por el sistema de SGRT, considerando las interrupciones y reanudaciones del haz establecidas por el nivel de ventana definido.
13. Repetir los pasos 10 y 11 para la administración del tratamiento en ausencia de movimiento respiratorio para definir la línea de base de la comparación.

Análisis:

- a. *Detección del ciclo respiratorio:* extraer del sistema de SGRT la información sobre la monitorización del ciclo respiratorio detectado y compararla con el mismo ciclo inducido sobre la plataforma móvil. Representar mediante histograma de frecuencias las amplitudes de movimiento detectada e inducida y evaluar si la diferencia de medias y varianzas es estadísticamente significativa.
- b. *Exactitud del posicionamiento:* escanear la película radiocrómica mediante el procedimiento habitual y obtener

de la imagen resultante la desviación entre el centro de la sombra de la esfera y el centro del campo de radiación. En el caso de emplear el sistema EPID, la obtención y análisis de las imágenes para esta prueba se realizará de manera separada a la de desviación de la dosis absorbida, dado que, según el montaje experimental del dispositivo descrito, la colocación de la lámina de material equivalente a agua con la cámara de ionización alojada en su interior perturbaría la imagen adquirida al encontrarse interpuesta entre la esfera radiopaca y el EPID. Además, debido a que la prueba de evaluación de la dosis absorbida requiere de un número elevado de UM administradas, la señal registrada por el EPID podría saturarse.

- c. *Desviación de la dosis absorbida:* anotar la lectura ionométrica del conjunto cámara-electrómetro, tanto para la interrupción/reanudación del haz debida al movimiento respiratorio como en ausencia de este, y obtener las desviaciones considerando el caso estático como línea de base para la comparación.

Tolerancia:

- a. *Detección del ciclo respiratorio:*
Promedio de las diferencias de las amplitudes del ciclo detectado frente al inducido < 1.0 mm.
Promedio de las diferencias de los periodos del ciclo detectado frente al inducido < latencias de interrupción/reanudación del sistema.
Significación estadística $p < 0.05$ para la comparación de medias y varianzas de las amplitudes.
- b. *Desviación del posicionamiento:* ≤ 2 mm o la semiamplitud de la ventana de irradiación seleccionada.
- c. *Desviación de la dosis absorbida:* $\leq 2\%$ respecto a la situación estática.

3.3. Programa de garantía de calidad

La tabla 2 resume el programa de garantía de calidad propuesto para un sistema de SGRT, ordenando las pruebas anteriormente descritas de mayor a menor periodicidad.

Tabla 2. Cuadro resumen de los procedimientos, tolerancias y periodicidades recomendadas para un programa de garantía de calidad asociado a un sistema de SGRT.

Prueba	Finalidad	Tolerancia
Frecuencia. Diaria		
Po7. Centrado del sistema de SGRT.	Evaluar el correcto centrado del sistema de SGRT	Especificaciones del fabricante
Frecuencia. Mensual		
Po8. Exactitud en la detección de los desplazamientos con mesa a 0°.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con mesa a 0°.	< 0.5 mm, 0.5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. < 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. < 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.
Po9. Exactitud en la detección de los desplazamientos con rotación de mesa.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con rotación de mesa.	< 0.5 mm, 0.5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. < 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. < 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.

Tabla 2 (cont.) Cuadro resumen de los procedimientos, tolerancias y periodicidades recomendadas para un programa de garantía de calidad asociado a un sistema de SGRT.

Prueba	Finalidad	Tolerancia
Frecuencia. Anual		
P05. Estabilidad intrafracción. (semestral para tratamientos estereotácticos)	Evaluar la estabilidad del sistema en la detección del posicionamiento.	< 0,5 mm y 0,5° para tratamientos estereotácticos. < 1 mm y 1° para tratamientos convencionales.
P06. Reproducibilidad interfacción. (semestral para tratamientos estereotácticos)	Evaluar la reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento interfacción.	< 0,25 mm y 0,25° para tratamientos estereotácticos. < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos convencionales.
P10. Prueba <i>end-to-end</i> para la evaluación del posicionamiento.	Evaluar la desviación y reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas próximas a las clínicas.	Desviación: < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos estereotácticos. < 1 mm y 1° para tratamientos convencionales. Reproducibilidad: < 0,25 mm y 0,25° para tratamientos estereotácticos. < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos convencionales.
P11. Exactitud en la localización espacial en condiciones dinámicas	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones dinámicas con mesa a 0°.	< 1 mm para tratamientos estereotácticos. < 3 mm para tratamientos convencionales.
P12. Comprobación de las latencias temporales del sistema.	Estudiar el desfase temporal entre el sistema de SGRT y el mecanismo de interrupción/reanudación del haz de radiación.	Para <i>gating</i> en respiración libre, y tratamientos estereotácticos: 200 ms. Para el resto de los casos: no se establecen.
P13. Prueba <i>end-to-end</i> para el tratamiento con control respiratorio.	<ul style="list-style-type: none"> a. Evaluar la coincidencia entre el ciclo respiratorio programado y el detectado por el sistema de SGRT. b. Comprobar la exactitud del posicionamiento de un marcador radiopaco oculto en el interior de un maniquí irradiado con movimiento respiratorio. c. Determinar la desviación de la dosis absorbida administrada tras la interrupción/reanudación del tratamiento por parte del sistema de SGRT en condiciones dinámicas respecto a la situación estática. 	<ul style="list-style-type: none"> a. Detección del ciclo respiratorio: Promedio de las diferencias de las amplitudes del ciclo detectado frente al inducido < 1,0 mm. Promedio de las diferencias de los periodos del ciclo detectado frente al inducido < latencias de interrupción/reanudación del sistema. Significación estadística $p < 0,05$ para la comparación de medias y varianzas de las amplitudes. b. Desviación del posicionamiento: ≤ 2 mm o la semiamplitud de la ventana de irradiación seleccionada. c. Desviación de la dosis absorbida: $\leq 2\%$ respecto a la situación estática.
Frecuencia. Estado de referencia inicial y tras cambios o actualizaciones.		
P01. Comunicación del sistema de SGRT con el equipamiento periférico.	Comprobar la correcta transmisión de datos entre el sistema de SGRT y los distintos equipos periféricos (TC, TPS, unidad de tratamiento, R&V).	Funcional.
P02. Integración del sistema de SGRT con la unidad de tratamiento.	Comprobar la funcionalidad de la integración del sistema de SGRT, sus comunicaciones con la unidad de tratamiento, así como su capacidad de interrumpir y reanudar el haz de radiación.	Funcional
P03. Evaluación del campo de visión del sistema de SGRT.	Comprobar que el sistema detecta una región lo suficientemente amplia como para adecuarse a todas las situaciones clínicas.	El sistema debe ser funcional en una región de ± 20 cm en todas las direcciones respecto al isocentro de la unidad de tratamiento.
P04. Curva de estabilización térmica del sistema de SGRT.	Describir la dependencia con el tiempo de la exactitud del sistema en la detección del posicionamiento.	Especificaciones del fabricante.
P05. Estabilidad intrafracción. (semestral para tratamientos estereotácticos)	Evaluar la estabilidad del sistema en la detección del posicionamiento.	< 0,5 mm y 0,5° para tratamientos estereotácticos. < 1 mm y 1° para tratamientos convencionales.
P06. Reproducibilidad interfacción. (semestral para tratamientos estereotácticos)	Evaluar la reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento interfacción.	< 0,25 mm y 0,25° para tratamientos estereotácticos. < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos convencionales.

Tabla 2 (cont.) Cuadro resumen de los procedimientos, tolerancias y periodicidades recomendadas para un programa de garantía de calidad asociado a un sistema de SGRT.

Prueba	Finalidad	Tolerancia
P07. Centrado del sistema de SGRT.	Evaluar el correcto centrado del sistema de SGRT	Especificaciones del fabricante
P08. Exactitud en la detección de los desplazamientos con mesa a 0°.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con mesa a 0°.	< 0,5 mm, 0,5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. < 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. < 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.
P09. Exactitud en la detección de los desplazamientos con rotación de mesa.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con rotación de mesa.	< 0,5 mm, 0,5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. < 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. < 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.
P10. Prueba <i>end-to-end</i> para la evaluación del posicionamiento.	Evaluar la desviación y reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas próximas a las clínicas.	Desviación: < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos estereotácticos. < 1 mm y 1° para tratamientos convencionales. Reproducibilidad: < 0,25 mm y 0,25° para tratamientos estereotácticos. < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos convencionales.
P11. Exactitud en la localización espacial en condiciones dinámicas.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones dinámicas con mesa a 0°.	< 1 mm para tratamientos estereotácticos. < 3 mm para tratamientos convencionales.
P12. Comprobación de las latencias temporales del sistema.	Estudiar el desfase temporal entre el sistema de SGRT y el mecanismo de interrupción/reanudación del haz de radiación.	Para <i>gating</i> en respiración libre, y tratamientos estereotácticos: 200 ms. Para el resto de los casos: no se establecen.
P13. Prueba <i>end-to-end</i> para el tratamiento con control respiratorio	<ul style="list-style-type: none"> a. Evaluar la coincidencia entre el ciclo respiratorio programado y el detectado por el sistema de SGRT. b. Comprobar la exactitud del posicionamiento de un marcador radiopaco oculto en el interior de un maniquí irradiado con movimiento respiratorio. c. Determinar la desviación de la dosis absorbida administrada tras la interrupción/reanudación del tratamiento por parte del sistema de SGRT en condiciones dinámicas respecto a la situación estática. 	<ul style="list-style-type: none"> a. Detección del ciclo respiratorio: Promedio de las diferencias de las amplitudes del ciclo detectado frente al inducido < 1,0 mm. Promedio de las diferencias de los periodos del ciclo detectado frente al inducido < latencias de interrupción/reanudación del sistema. Significación estadística $p < 0,05$ para la comparación de medias y varianzas de las amplitudes. b. Desviación del posicionamiento: ≤ 2 mm o la semiamplitud de la ventana de irradiación seleccionada. c. Desviación de la dosis absorbida: $\leq 2\%$ respecto a la situación estática.

4. Consideraciones de uso clínico

En el desarrollo de esta sección se consideran dos ámbitos de aplicación diferente de los sistemas de SGRT: el posicionamiento inicial del paciente previo al tratamiento, y el seguimiento de su movimiento intrafracción durante el mismo.

4.1. Tolerancias en el posicionamiento

Los sistemas de SGRT basados en la reconstrucción de la superficie del paciente proporcionan información adecuada para permitir el posicionamiento inicial, a través de la comparación de la imagen adquirida en tiempo real por las cámaras del dispositivo respecto a una imagen de referencia del propio paciente.

No obstante, la exactitud en el posicionamiento inicial empleando estos sistemas puede comprometerse cuando no se realizan verificaciones posteriores de la posición, basadas en la adquisición de imágenes de la anatomía interna del paciente, como las obtenidas mediante métodos radiológicos, transpondedores, ultrasonidos o resonancia magnética.

Deberá comprobarse la correlación entre la posición de la superficie y la del volumen a irradiar, para lo cual es necesario adquirir una imagen anatómica interna (IGRT), al menos durante la primera sesión de tratamiento, y siempre que los desplazamientos detectados por SGRT excedan de las tolerancias prefijadas por el usuario. La frecuencia de IGRT dependerá de la localización a tratar, dosis por sesión, márgenes y tolerancias aplicados, así como de la experiencia propia de cada centro.

Tal como se ha indicado en la descripción de los dispositivos comerciales (apartado 3.1.) la superficie de referencia puede obtenerse a partir de:

- La adquisición o captura de la superficie durante la etapa de simulación, empleando un dispositivo óptico instalado en la sala del TC
- La reconstrucción del contorno externo del estudio TC de simulación, generado por el sistema de planificación
- La adquisición o captura de la superficie durante la etapa de tratamiento.

La reconstrucción de la superficie del paciente, basada en el contorno externo, presenta menor resolución espacial frente a las capturas realizadas por los sistemas de SGRT. Por ello suele utilizarse la captura de la superficie obtenida en la simulación como referencia para el posicionamiento, siempre que se disponga de dispositivo de SGRT en la sala TC.

Por otra parte, puesto que la captura de la superficie no está sincronizada con la adquisición de imágenes

internas (TC en la etapa de simulación, IGRT en la etapa de tratamiento) podría no corresponderse con la posición en la que fueron obtenidas. En este sentido, la monitorización continua de la superficie puede ayudar a detectar posibles movimientos del paciente entre la obtención y análisis de imágenes internas, y la captura de la imagen de la superficie.

Durante el tratamiento, se podrán emplear como referencia imágenes de superficie capturadas en sesiones previas, siempre que hayan sido tomadas tras aplicar los desplazamientos detectados por IGRT. Esta manera de proceder permite mayor consistencia en el posicionamiento, debido a la similitud de las imágenes comparadas, al ser adquiridas empleando el mismo método. Además, puede incluir elementos no incorporados o no detectados por la imagen de simulación, como el bolus. En función del flujo de trabajo seguido se modificará la elección de la superficie de referencia para posicionamiento, como se muestra en los ejemplos de las fig. 3 y 4.

FLUJOS DE TRABAJO PARA LA IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA (PROTOCOLOS DE SGRT + IGRT *ONLINE*)

IGRT *online* para el posicionamiento diario (NO DIBH)

Localizaciones recomendadas: Cabeza & Cuello, Cráneo, Próstata.
Tratamientos con mesa robótica.

Procedimiento:



IGRT *online* para el posicionamiento diario (DIBH)

Localizaciones recomendadas: Mama, SBRT de lesiones torácicas y abdominales.
Tratamientos sin mesa robótica.

Procedimiento:

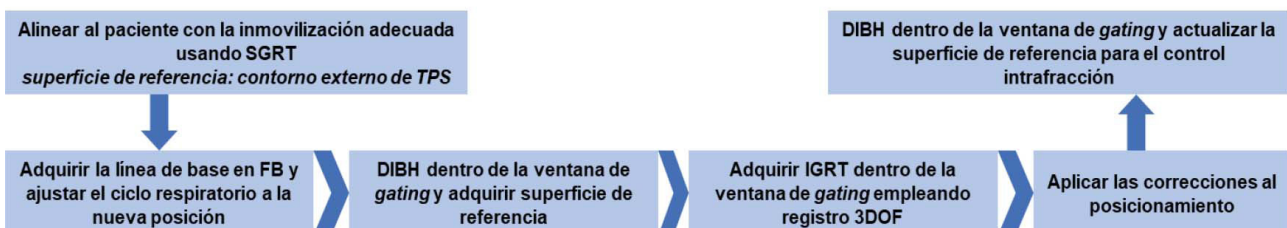


Fig. 3. Flujos de trabajo recomendados en la implementación clínica empleando un protocolo combinado para el posicionamiento basado en SGRT+IGRT *online*, considerando tratamientos que empleen mesa robótica y correcciones 6DOF (superior), o tratamientos en respiración mantenida con correcciones 3DOF (inferior).

FLUJOS DE TRABAJO PARA LA IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA (PROTOCOLOS DE SGRT + IGRT OFFLINE)

IGRT *offline* (protocolo eNAL para 5 fx)

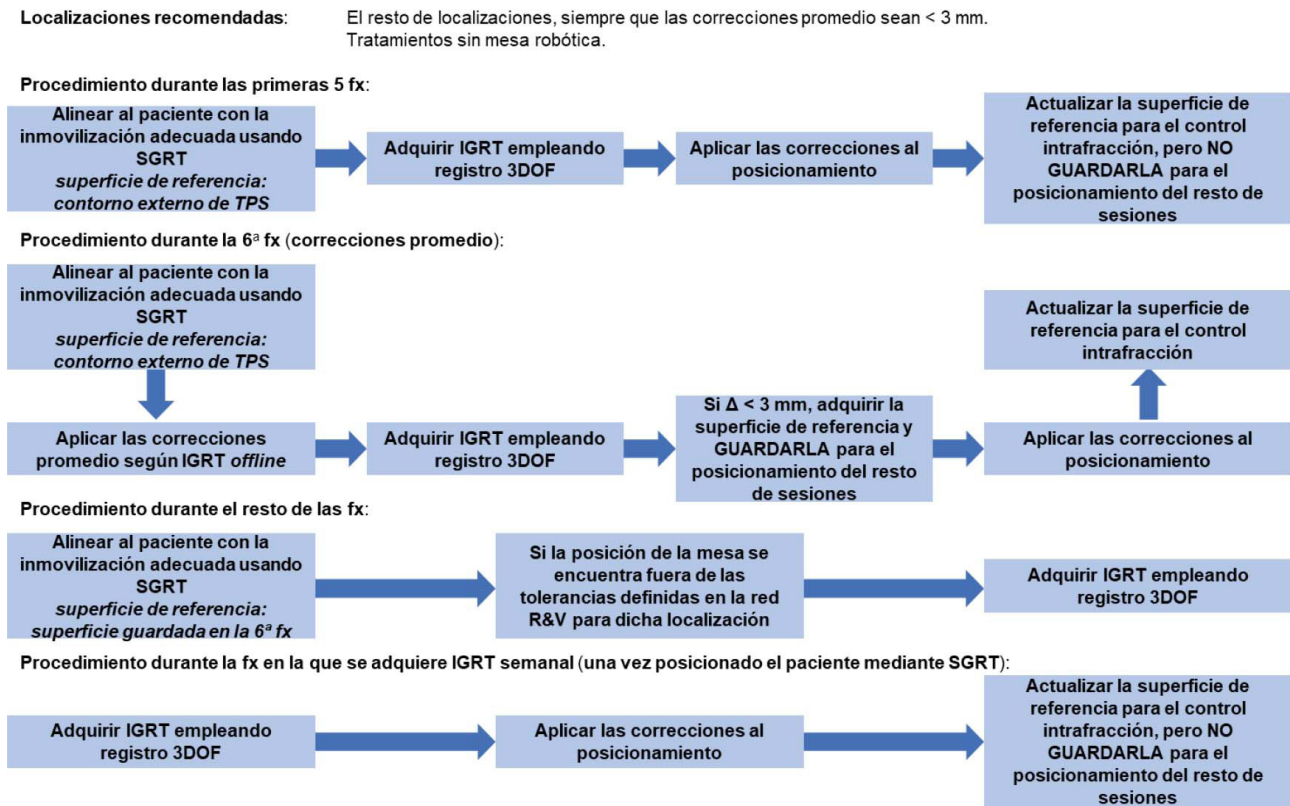


Fig. 4. Flujos de trabajo recomendados en la implementación clínica empleando un protocolo combinado para el posicionamiento basado en SGRT+IGRT *offline*, considerando un protocolo eNAL (*extended No Action Level*) de 5 fracciones con correcciones semanales basadas en IGRT.

Una de las grandes ventajas de la SGRT basada en imágenes de superficie, es que permite tener en consideración zonas amplias de la anatomía para realizar el posicionamiento. En concreto, para tratamientos de tórax, se puede controlar la posición de los brazos, que influye en la anatomía externa e interna del paciente. Al adquirir la superficie de referencia (sea con tomografía o con un sistema de SGRT) conviene captar zonas amplias en torno al área de tratamiento, que puedan mejorar la calidad del posicionamiento.

En ocasiones, pueden encontrarse dificultades para que el sistema de SGRT detecte la superficie de algunos pacientes al ser posicionados en la unidad de tratamiento. Algunas de esas dificultades podrían subsanarse previamente: aumentando el ángulo del plano inclinado, evitando usar ciertos inmovilizadores o compresores, o depilando la región a monitorizar. Otras presentan difícil solución, como el caso de los pacientes obesos cuyo abdomen oculta la monitorización del tórax. A veces se pueden resolver con una adecuada elección de los parámetros de captura de la imagen:

ganancia, tiempo de exposición, o tiempo de promediado, aunque suponga una peor exposición de otras zonas del paciente menos relevantes.

En los casos en los que se empleen mesas de tratamiento robóticas con capacidad de aplicar correcciones al posicionamiento con 6DOF, debe tenerse en consideración que el sistema de SGRT puede no ser capaz de realizar automáticamente rotaciones: en ese caso, es más práctico adquirir la imagen de referencia sin correcciones angulares.* Se considera que la IGRT permite el posicionamiento más exacto del paciente;^{56,88} por ello, la exactitud de un dispositivo de SGRT se medirá por comparación con los datos proporcionados.

* En la actualidad, algunos sistemas de SGRT no son capaces de utilizar el asistente de mesa 6D para hacer las correcciones angulares. Si la imagen de referencia está tomada después de corregir los giros del paciente, el sistema de SGRT solicitará corregir esas rotaciones. Esa tarea ha de realizarse manualmente, y es compleja. Resulta más práctico tener una imagen de referencia antes de las rotaciones de la mesa 6D y, una vez posicionado el paciente con el sistema de SGRT, corregir esas rotaciones de modo automático empleando el software del CBCT.

dos mediante IGRT (cuya exactitud y precisión habrán de ser debidamente evaluadas^{55,89,2}). No obstante, la comparación entre ambas técnicas no es trivial, puesto que a menudo evalúan regiones anatómicas de distinta extensión: en localizaciones de tórax el campo de visión de IGRT suele ser menor al de SGRT, mientras que para lesiones craneales sucede lo contrario.

La puesta en funcionamiento para uso clínico del sistema de SGRT requiere establecer, en los equipos que lo permitan, las tolerancias empleadas para la comparación de imágenes. Los valores considerados serán específicos de cada localización anatómica (tórax, abdomen, pelvis, cabeza, mama, extremidades), considerando el margen de CTV a PTV, la técnica de irradiación y el protocolo de IGRT implementado en el centro. Por ejemplo, las tolerancias establecidas para los tratamientos de mama serán más restrictivas en los casos de BH que en los de respiración libre.

Inicialmente, estos sistemas suelen disponer de protocolos predefinidos por el fabricante para cada localización, de modo que el usuario pueda personalizarlos, modificando tolerancias o parámetros de las cámaras como las ganancias, o tiempo de retardo. Sin embargo, otros valores como la tasa de refresco en la adquisición de imágenes y la resolución de la malla de puntos para reconstruir la superficie vienen dados por los protocolos originales del fabricante. Para el establecimiento de tolerancias más ajustadas a cada localización, se recomienda estudiar la estadística de correcciones requeridas mediante IGRT para cada grupo de pacientes e inmovilización, cuando el posicionamiento se ha efectuado originalmente con SGRT. En aquellos sistemas de SGRT que requieran la delimitación de una región de interés a monitorizar, dependiendo de qué parte de la anatomía incluya, proporcionará distintos valores de desplazamientos.⁹⁰ El usuario deberá establecer, para cada patología, la extensión y forma del área a monitorizar que mayor correlación presenta con la posición de la anatomía interna a tratar.

4.2. Tolerancias en la monitorización del movimiento intrafracción

Esta sección se refiere a la monitorización intrafracción del movimiento del paciente para detectar desplazamientos que comprometan la calidad del tratamiento. Los dispositivos basados en el seguimiento de marcadores superficiales son igualmente válidos para este cometido.

Los sistemas de SGRT son una buena elección para realizar el seguimiento intrafracción,* dado que

* El seguimiento del paciente, en realidad, debe realizarse en todo momento, porque puede moverse mientras se analizan las correcciones al posicionamiento derivadas del protocolo de IGRT correspondiente, antes de comenzar la fracción de tratamiento.

no suponen ningún perjuicio para el paciente ni especial complicación del tratamiento. El procedimiento es similar al de posicionamiento: el usuario selecciona la imagen de la superficie como referencia (obtenida habitualmente tras aplicar correcciones de IGRT), que el programa utiliza para calcular las diferencias en traslación y rotación de la superficie del paciente a tiempo real respecto a la imagen de referencia. Cabe mencionar que dicha imagen no es necesariamente la misma que la empleada para el posicionamiento. Por ejemplo, en los tratamientos en BH la imagen de posicionamiento es en respiración libre, y la de seguimiento es en inspiración mantenida. La monitorización de tratamientos sincronizados con la respiración del paciente se abordará más adelante en el apartado 4.4.

En los casos de lesiones afectadas por el movimiento respiratorio, pero tratadas sin sincronización (en respiración libre a lo largo de todo el ciclo), la influencia debida al movimiento habrá de ser tenida en cuenta en los márgenes del volumen de tratamiento interno (*Internal Target Volume* o ITV) o del volumen de tratamiento planificado (*Planning Treatment Volume* o PTV⁹¹). De esta manera, el resto de los movimientos fisiológicos o involuntarios son los que comprometen la calidad del tratamiento.

Hasta el momento, los programas comerciales no han implementado la capacidad de eliminar la componente respiratoria del movimiento en tiempo real, que siempre se podría estudiar *a posteriori*.^{92,93} Una opción es aumentar el tiempo de promedio de cada adquisición de la superficie del paciente, para que integre el movimiento respiratorio, aunque eso aumente mucho el tiempo de respuesta del sistema a la hora de interrumpir el haz de radiación. Otros sistemas de SGRT disponen de la opción de adquirir imágenes de la superficie durante un intervalo de 10 a 20 segundos, permitiendo al usuario seleccionar como superficie de referencia aquella que se corresponda con la posición vertical representativa del movimiento respiratorio (la intermedia, para ITV que abarcan todo el ciclo).

Las tolerancias a establecer para el control intrafracción, es decir, los valores límites de desplazamiento del paciente para los que el sistema debe interrumpir el haz o emitir un aviso, no sólo dependen de su capacidad para detectar el movimiento. Deberá considerarse también que los movimientos involuntarios del paciente dependen, entre otras cosas, de los sistemas de inmovilización y del tiempo de tratamiento.^{94,95} En un principio, se puede adoptar como valor de tolerancia preliminar el margen de expansión del volumen de tratamiento clínico (*Clinical Target Volume* o CTV)⁹¹ a PTV. Posteriormente, la experiencia clínica puede permitir reducir las tolerancias en función de estudios observacionales sobre la estabilidad del paciente durante el tratamiento. De manera más exhaustiva,

pueden establecerse las tolerancias a partir de análisis poblacionales basados en la evaluación retrospectiva de los datos extraídos del control intrafracción, clasificados por localizaciones y tipos de inmovilización.

4.3. Recomendaciones de uso en tratamientos estereotácticos sin movimiento respiratorio

En los tratamientos estereotácticos se imparten altas dosis en pocas fracciones a lesiones de reducido tamaño, por lo que son esenciales la exactitud y precisión submilimétricas^{96,97} en el posicionamiento y control intrafracción del paciente.

Puesto que el posicionamiento inicial se basa siempre en la adquisición de imágenes anatómicas mediante procedimientos de IGRT, los requisitos de exactitud y precisión sobre el sistema de SGRT son prioritarios en el control intrafracción, ya que constituye el indicador de la posición del paciente mientras no se adquieran y analicen nuevas imágenes.

Asimismo, dadas las reducidas dimensiones de la región a monitorizar en tratamientos craneales, en los que habitualmente se centra el campo de visión de las cámaras al marco óseo definido por las órbitas oculares, pómulos y nariz, pueden existir discrepancias superiores al milímetro en el posicionamiento inicial.⁹⁸ Sin embargo, una vez adquirida la superficie de referencia tras aplicar las correcciones al posicionamiento

según el protocolo de IGRT correspondiente, para un correcto control intrafracción, los desplazamientos detectados por SGRT deberán coincidir (< 1 mm) con las subsiguientes imágenes de la superficie. Debido a esto, el sistema de SGRT deberá ser suficientemente estable y exacto, requiriéndose tolerancias más exigentes.⁹⁹⁻¹⁰²

En la monitorización de los tratamientos de lesiones craneales mediante SGRT se recomienda el uso de máscaras abiertas, ya que el movimiento del paciente dentro de una máscara cerrada sólo será detectado si produce deformación y/o torsión de la superficie de la máscara.

En este sentido, los diseños de máscaras abiertas son un compromiso entre minimizar la movilidad del paciente y maximizar la superficie de este a monitorizar (fig. 5a). A diferencia del posicionamiento habitual de inmovilización en hiperextensión, se recomienda realizar la máscara con el mentón ligeramente flexionado hacia el esternón (fig. 5b), para proporcionar al sistema de SGRT más información topográfica de la cara del paciente, reduciendo la posibilidad de oclusión parcial debida a estructuras como nariz y mentón.

Los niveles de acción para control intrafracción están limitados por los valores de estabilidad, exactitud y precisión del sistema de SGRT.

En la fig. 6 se presenta, a modo de ejemplo, el diagrama de flujo de trabajo recomendado para tratamientos de SRS con SGRT.¹⁰³

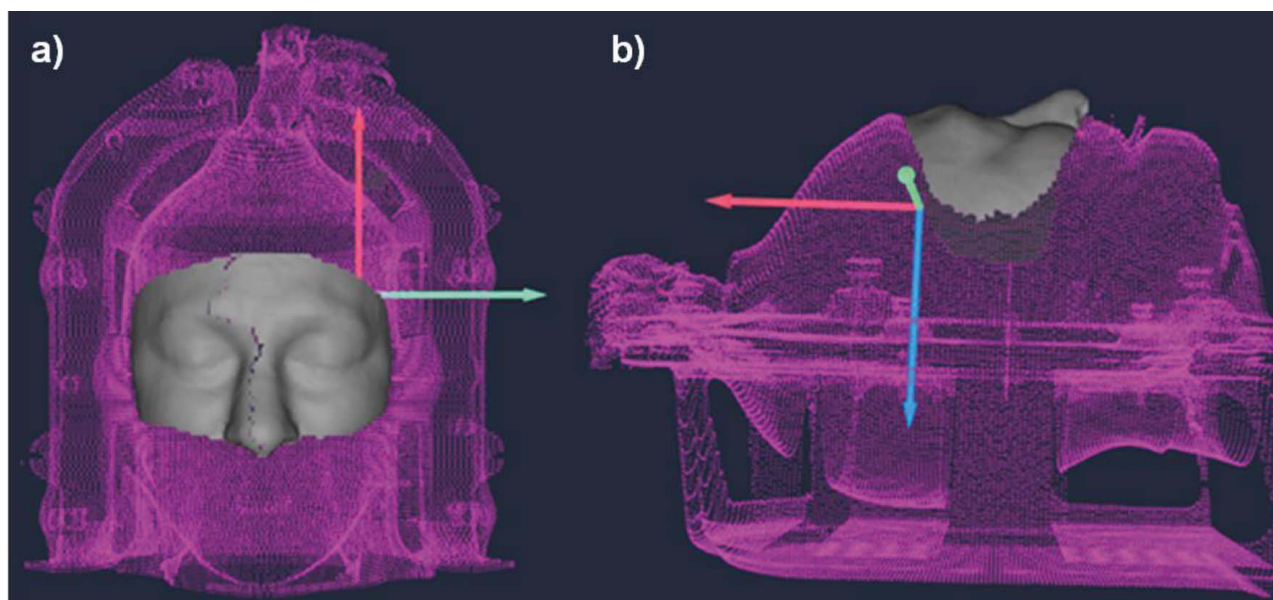


Fig. 5. Vista frontal (a) y lateral (b) de la superficie reconstruida a partir del contorno externo del TC, para un paciente con máscara abierta. La superficie continua de color gris claro representa el área de interés que se ha de monitorizar.

FLUJO DE TRABAJO PARA TRATAMIENTOS DE SRS

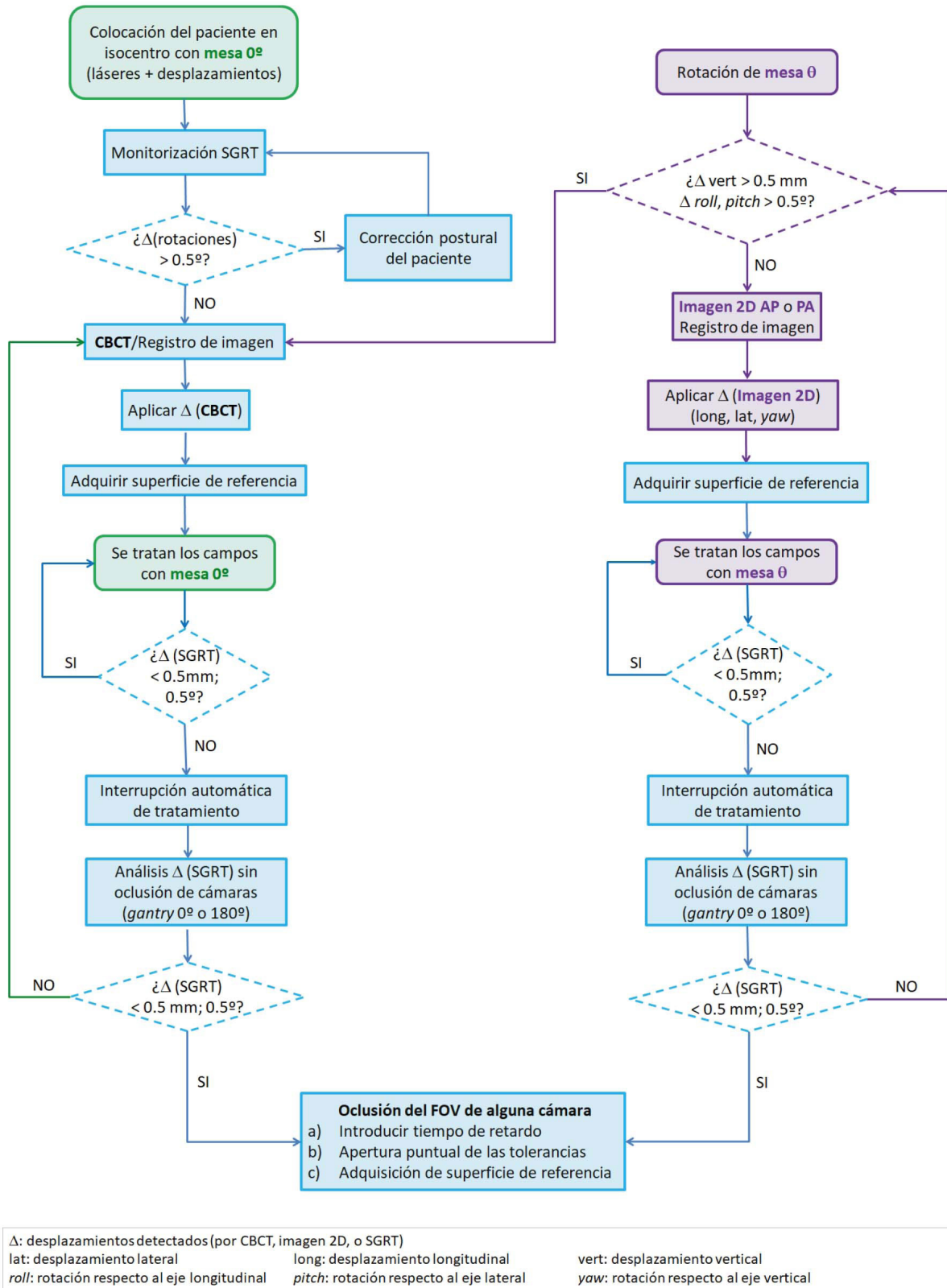


Fig. 6. Diagrama de flujo de trabajo recomendado para tratamiento SRS con SGRT.¹⁰³

4.3.1. Estabilidad

El rango de las fluctuaciones instantáneas inherentes a los equipos de SGRT, condicionará en gran medida la precisión del control intrafracción, siendo necesario valores inferiores a los de las tolerancias a aplicar (recomendable ≤ 0.25 mm, al menos ≤ 0.5 mm). En los tratamientos estereotácticos es habitual considerar una mayor duración de cada fracción, con tiempos de monitorización continua entre 30 y 60 minutos, motivo por el que son igualmente deseables desviaciones inferiores a 0.5 mm. En caso contrario, debe realizarse control mediante IGRT de forma sistemática, transcurrido el intervalo de tiempo en que el sistema permanece estable (por ejemplo: cada 20 minutos), y obtener una nueva superficie de referencia respecto a la que monitorizar la posición tras verificar el posicionamiento según IGRT.

Además, es necesario establecer la periodicidad de calibración requerida para cada sistema, dado que en el caso de *Catalyst HD* se establece una vigencia en la calibración para tratamientos estereotácticos de 4 horas, mientras que usuarios del sistema *AlignRT* observan una durabilidad en la calibración del orden de una o dos semanas.¹⁰⁴ Se recomienda realizar las pruebas descritas en la sección 3.2.2. en condiciones clínicas, es decir, definiendo para un maniquí antropomórfico un área de interés acorde, y seleccionando el protocolo de monitorización indicado por el fabricante para esta modalidad de tratamientos (resolución de la malla de detección y tiempo de refresco de las imágenes). Asimismo, dadas las limitadas dimensiones de la zona de interés en este tipo de localizaciones, deberá evaluarse la influencia de la oclusión parcial (apartado 3.2.1.3 sobre límites de funcionalidad del sistema) de cada una de las cámaras laterales en términos de estabilidad de la posición detectada. En algunos sistemas, se puede configurar la duración de un intervalo de tiempo (por ejemplo 1 segundo) durante el cual se permite que los desplazamientos excedan las tolerancias establecidas. Esta utilidad reduce el número de interrupciones de tratamiento debidas a oscilaciones en la detección de la posición causadas por oclusiones del campo de visión de las cámaras laterales. En estos casos, se asume que es altamente improbable que la posición del paciente supere las tolerancias durante solo este breve lapso.

4.3.2. Exactitud con mesa a 0°

La exactitud del sistema de SGRT se determina mediante la calibración de la posición del isocentro, por lo que es necesario conocer el proceso de calibra-

ción específico para estereotaxia implementado por cada fabricante. En el caso de *AlignRT* e *Identify*, el isocentro del sistema de SGRT se determina a partir del análisis 3D de imágenes portales de MV adquiridas para proyecciones AP, PA, LR y RL, con mesa a 0°, de un maniquí específico cúbico con marcadores radiopacos de dimensiones y posiciones conocidas en su interior. La aplicación del sistema calcula la posición del isocentro de IGRT analizando las imágenes EPID, y la compara con la del isocentro actual de SGRT correspondiente a la superficie del cubo, obteniendo así los desplazamientos entre ambos isocentros, siendo decisión del usuario la corrección o recalibración del sistema de SGRT (recomendable a partir de 0.25 mm, obligatorio si > 0.5 mm).

También permite realizar verificaciones del isocentro de SGRT mediante el análisis de proyecciones de kV. El uso de ambos tipos de imágenes (MV, kV) implica conocer la exactitud del posicionamiento de los receptores de imagen^{55,89,105} o del sistema de colimación del haz de radiación, dependiendo del tipo de análisis empleado: basado en la posición del píxel central, o en el centro del haz de radiación, respectivamente. *AlignRT* permite configurar el modo de análisis a emplear en la calibración.

Por otro lado, *Catalyst HD* requiere de una calibración específica para SRS basada en un procedimiento ampliado del protocolo habitual de control diario. En este sentido, con el control diario se alinea un maniquí provisto de tres esferas con los láseres de sala y se escanea automáticamente 5 veces mediante las tres cámaras para conseguir la máxima exactitud posible. Si las desviaciones respecto a la anterior calibración son > 0.5 mm, el fabricante recomienda aplicarlas dado que se emplearán para alinear el origen de coordenadas de *Catalyst HD* respecto al isocentro de la unidad y compensar de este modo cualquier deriva del equipamiento. El ajuste final del sistema de coordenadas se consigue alineando el maniquí *Penta Guide* (*Modus Medical Devices*, Ontario, Canadá) mediante las imágenes de referencia, generadas a partir de un TC de simulación, y obteniendo las imágenes kV/MV de corrección necesarias para trasladarlo al isocentro de radiación. De igual manera a como se recomienda en la primera parte del procedimiento, en caso de aceptar las desviaciones, se aplicarán para compensar las derivas del sistema en el posicionamiento.

Como se indica en el apartado 4.3.1, deberá estudiarse el tiempo de vigencia de la calibración del sistema de SGRT, estableciéndose una periodicidad del procedimiento acorde, que garantice la exactitud previamente a cada tratamiento estereotáctico. Deberán realizarse las pruebas 3.2.3.1 y 3.2.3.2 empleando el protocolo de monitorización y tolerancias específicas.

4.3.3. Exactitud con rotación de mesa

Los tratamientos de SRS requieren de un alto grado de conformación sobre la lesión para lo cual es necesario diversificar las incidencias del haz de radiación, empleando un número de rotaciones de mesa mayor del habitual en tratamientos fraccionados de cabeza.

Según se indica en la sección 3.2.3.2, cualquier pequeño error introducido en la calibración del sistema (realizado con mesa a 0°) se propaga y amplifica con la rotación de la mesa, obteniéndose principalmente desplazamientos laterales y longitudinales que aparentan una deriva en la rotación de la misma.⁸¹ Por este motivo, debe verificarse la consistencia del sistema de SGRT con la rotación de mesa, tras cada calibración de estereotaxia, siguiendo el procedimiento descrito en el apartado 3.2.3.3 y aplicando el protocolo de monitorización y tolerancias específico (recomendable ≤ 0.5 mm, al menos ≤ 1 mm¹⁰⁴).

En la evaluación de la desviación del sistema en condiciones estereotácticas, para descartar la componente debida a las desviaciones mecánicas en la rotación de mesa, y determinar la capacidad intrínseca para generar una imagen de referencia con cada rotación a partir de la superficie empleada con mesa a 0°, se recomienda usar una plataforma giratoria mecanizada con resolución suficiente que permita colocar encima el maniquí utilizado para la calibración del sistema y mediante los giros adecuados simular las rotaciones equivalentes de la mesa.

4.4. Recomendaciones de uso en el tratamiento con movimiento respiratorio

Los sistemas de SGRT son mínimamente invasivos para el paciente, y por su diseño no hay inconveniente en que estén activos durante todo el tratamiento. Esta funcionalidad los hace especialmente adecuados para monitorizar el movimiento respiratorio y ser empleados en las técnicas de *gating* en respiración mantenida,^{106,107} normalmente en inhalación profunda o moderadamente profunda, y *gating* en respiración libre.^{66,86,87}

4.4.1. Consideraciones previas al tratamiento

Un procedimiento habitual para la estimación del movimiento de la lesión, y la definición de los márgenes del ITV se basa en la adquisición de imágenes tomográficas 4D del paciente.²⁶ Los sistemas de SGRT permiten monitorizar el ciclo respiratorio a partir del movimiento de la superficie del paciente. Para un paciente y localización concretos, cuanto menor sea

la ventana de irradiación especificada, menor es el movimiento esperado del tumor.

La información de la señal respiratoria proporcionada por los sistemas de SGRT en el momento de la simulación del paciente, en cuanto al nivel y a la anchura de la ventana de irradiación, es fundamental para fijar dichos parámetros durante el tratamiento, en concordancia con los márgenes de expansión del ITV obtenidos de las imágenes tomográficas 4D. En este sentido, es importante tener claramente establecidos los criterios para la indicación del tratamiento con sincronización respiratoria: a qué porcentaje de la capacidad respiratoria del paciente se va a poner el nivel de ventana, y cuál va a ser su anchura para el tratamiento. Para los tratamientos en inspiración mantenida, se recomienda alcanzar el 80% de la capacidad pulmonar, sin sobrepasar el 90%, para no provocar incomodidad al paciente y garantizar la reproducibilidad entre la fase de simulación y la de puesta en tratamiento. En tratamientos de mama la ventana debiera ser entre 3 y 5 mm.¹⁰⁸ Para SBRT, debido a las características intrínsecas de esta técnica,^{109,110} se debe intentar que la anchura de la ventana de irradiación sea de 2-3 mm, minimizando así el movimiento de la lesión con la respiración.

La experiencia habitual en los tratamientos de BH muestra la necesidad de entrenar al paciente antes de emplear el sistema de *gating*.^{111,112} Ayudarles a relajarse y conseguir el tipo respiración más adecuada al tratamiento.¹¹³ En el caso de BH empleando SGRT, se debe prestar especial atención en evitar que el paciente arquee la espalda. Como consecuencia de este proceso de entrenamiento, cerca del 10% de los pacientes no serán candidatos a tratamientos de BH; otros, en cambio, necesitarán dejar pasar un tiempo en la sala de espera para relajarse.

Conviene protocolizar el procedimiento empleado para la obtención de la señal respiratoria mediante el sistema de SGRT. Tanto *Catalyst* como *AlignRT* se basan en la monitorización de una pequeña región de interés ubicada sobre la superficie del paciente. En el caso de *Catalyst*, se procura que la zona en la que se detecta la amplitud de la respiración tenga un movimiento lo más amplio posible, como la apófisis xifoides, mientras que *AlignRT*, por defecto, propone una región de 50 mm × 50 mm situada sobre el isocentro, aunque puede modificarse su posición si no resulta representativa del movimiento.

El seguimiento de la superficie del paciente empleando una región extensa permite mejorar el control del movimiento intrafracción, incrementando el tiempo de cálculo invertido en el procesamiento de las imágenes, pero no afecta a la monitorización de la señal respiratoria, sino a la comparación de la superficie en vivo con la de referencia, obtenidas en la fase seleccionada del ciclo respiratorio.

Asimismo, se fijará la conveniencia o no de emplear una región secundaria de seguimiento, en caso de que el sistema lo permita. Conviene tener presente que, en pacientes obesos, la ubicación del punto de interés puede corresponder a una zona de difícil monitorización.

Dependiendo del sistema de SGRT empleado, puede ser necesario obtener el patrón respiratorio en la fase de simulación, para poder gestionar el control respiratorio durante el tratamiento. Los sistemas que no lo requieren de forma obligatoria, pueden adquirir el ciclo respiratorio en la propia unidad de tratamiento. Para este propósito se realiza una captura de la superficie durante un intervalo de 10 a 20 segundos (modificable por el usuario), y se reconstruye el ciclo respiratorio a partir de la posición vertical de una pequeña región a seleccionar, habitualmente situada en la proyección anterior del isocentro. De esta manera, es posible seleccionar la superficie de referencia correspondiente a una posición concreta del ciclo respiratorio, definiéndose la ventana de *gating* en función del valor de tolerancia aplicado.

4.4.2. Recomendaciones para el tratamiento

En la técnica de *gating* respiratorio, sea en respiración libre o inspiración mantenida, se correlaciona la señal respiratoria con el movimiento de la lesión, con el propósito de limitar la administración del haz de radiación a una fracción del ciclo respiratorio.

Esta correlación se define a partir de la información tomográfica del paciente: para *gating* en respiración libre, de un TC4D o de un TC en respiración mantenida

en la misma fase que la administración del tratamiento, si se emplean marcadores radiopacos implantados en las proximidades de la lesión que permitan establecer esta correlación;¹¹⁴ para *gating* en BH, de un TC adquirido en esta situación y, habitualmente, otro en reposo. Posteriormente, la activación e interrupción del haz se basa en la detección del ciclo respiratorio durante el tratamiento. Por esta razón, es esencial que la información sobre la respiración obtenida en el TC y la adquirida durante el tratamiento puedan considerarse equivalentes. Por ejemplo, puede cometerse un error si uno de los sistemas clasifica por fase (tiempo) y el otro por amplitud. La situación ideal es que el sistema de seguimiento de la respiración sea igual en el TC de simulación y en la unidad de tratamiento.

En los tratamientos en BH,⁴¹ para sistemas de monitorización de la superficie, la imagen de referencia para el posicionamiento inicial es en respiración libre, mientras que el posicionamiento final y el tratamiento se realizan en inspiración mantenida, puesto que el tratamiento se planifica en esa posición. En el TPS se define un origen de coordenadas en este estudio en BH, a partir del cual se calculan los desplazamientos al isocentro de tratamiento. Este origen difiere del correspondiente origen de coordenadas del estudio en reposo. Como consecuencia, los desplazamientos al isocentro de tratamiento heredan una desviación, que posteriormente puede corregirse mediante el procedimiento de IGRT establecido. Sin embargo, dependiendo del sistema de SGRT considerado puede producirse un error en la posición sobre la superficie del paciente con la que se monitoriza el movimiento respiratorio, que conllevará un error en el cálculo de la amplitud de este. Por ejemplo, si en el TC de simulación se ha estu-



Fig. 7. Control respiratorio conjunto de los sistemas RPM de Varian (a) y AlignRT de VisionRT (b) para el tratamiento de una lesión suprarrenal.

diado el movimiento de la apófisis xifoides y, durante el tratamiento, se sigue un área desplazada hacia el esternón, la amplitud del ciclo respiratorio detectado será menor, y el paciente puede no ser capaz de llegar al nivel respiratorio exigido en el sistema de SGRT. Es fundamental conocer adecuadamente el sistema empleado para técnicas de BH y, en caso necesario, introducir las correcciones correspondientes.

Los tratamientos con *gating* respiratorio en respiración libre, requieren la adquisición de IGRT sincronizada también (habitualmente CBCT 4D con reconstrucción de fase de espiración), para poder correlacionar la posición de la superficie con la de la lesión móvil. A diferencia de los equipos TC, actualmente no es posible realizar IGRT sincronizada con la respiración utilizando sistemas de SGRT de superficie extensa, siendo necesario disponer de sistemas basados en puntos discretos compatibles con la unidad de tratamiento. Cabe mencionar que para el seguimiento intrafracción de tratamientos con control respiratorio, es posible la utilización simultánea de sistemas específicos de monitorización de la respiración con otros basados en el seguimiento de una superficie extensa. De esta manera, se tiene una doble comprobación de la posición del paciente: uno basado fundamentalmente en la amplitud o fase del ciclo respiratorio (fig. 7a) con mejor resolución temporal (menor latencia⁷), y otro en la posición de la superficie para una amplitud o fase concreta del ciclo (fig. 7b).

Dependiendo de la configuración de cada usuario, se puede habilitar el control de haz de radiación para ambos dispositivos a la vez, inhibiéndolo si alguno detecta una posición fuera de tolerancia.

5. Conclusiones

1. La SGRT se puede considerar una técnica consolidada, contrastada por el uso a nivel internacional, y bien avalada por publicaciones científicas.^{1,27,68,101}
2. Dado el alto desembolso económico que pueden suponer estos sistemas, es recomendable hacer un estudio detenido de las necesidades actuales del propio centro, para saber qué aplicaciones convendría implementar inmediatamente, y cuáles podrían esperar a una actualización posterior del equipamiento (véase apartado 2.1).
3. El método de posicionamiento de pacientes empleando el seguimiento óptico del contorno externo ha demostrado ser más exacto que el sistema tradicional basado en la alineación de las marcas fiduciales con los láseres de sala:²⁸⁻³³ el error de posicionamiento es menor, contrastado con técnicas de IGRT,^{34,41} detecta mejor los defectos de rotación del paciente, y permite detectar posicionamientos incorrectos de regiones lejanas a la zona de tratamiento, como mala colocación de los brazos en tratamientos de mama^{66,115} o pulmón. Colateralmente, reducen la posibilidad de error en la identificación del paciente^{14,68,116,117} o su inmovilización.^{12,118}
4. Tras un breve período de adaptación, emplear sistemas de SGRT no supone aumentar el tiempo de posicionamiento, ni complica el proceso radioterápico. Es mínimamente invasivo,^{35,119} y no emplea radiaciones ionizantes¹⁵ ni ningún elemento lesivo para el paciente. Por lo tanto, no hay inconveniente en mantener el sistema activo durante todo el tratamiento, lo que hace a la SGRT el método más efectivo para el control del movimiento intrafracción.
5. La SGRT ha demostrado especial utilidad^{38,107,120-122} en los casos donde la superficie corporal sea un buen subrogado del movimiento de la lesión. Pero conviene recordar que el posicionamiento del paciente con referencias superficiales³⁷ no garantiza la correcta posición del tumor y de los OAR.^{25,27,107,123-128} En muchas localizaciones, los movimientos anatómicos internos tienen una repercusión mayor sobre la eficacia del tratamiento.^{129,130} Por este motivo, a pesar de la información de las casas comerciales, el uso de la SGRT no elimina la necesidad de la IGRT basada en otras técnicas (rayos X, ultrasonidos o señales electromagnéticas).^{4,131,132}
6. Las tolerancias y algunos de los controles de calidad del sistema se deben establecer de acuerdo con las prestaciones del equipamiento que se estimen utilizar, y con los protocolos de uso del propio centro. Por ejemplo, la tolerancia en el posicionamiento podrá ser más laxa si siempre se hace una verificación del mismo posteriormente con CBCT;³⁴ y el rigor del estudio de las latencias del sistema podrá ser menor en el caso de no realizar *gating* en respiración libre.
7. La eficiencia de los sistemas de SGRT que funcionan por seguimiento de la superficie depende mucho del elemento a monitorizar.^{18,129,133} Por este motivo, las especificaciones del fabricante –evaluadas sobre maniqués sencillos– pueden no coincidir con las prestaciones en el uso clínico.
8. El fabricante establece unas pruebas de aceptación para garantizar que cumplen con las especificaciones del producto. Posteriormente, de modo análogo a como se actúa en la puesta en marcha de una unidad de radioterapia, el especialista en Radiofísica Hospitalaria deberá realizar pruebas adicionales que garanticen su uso clínico seguro. En este informe se han deta-

llado los procedimientos que se han considerado necesarios.

9. Los tratamientos estereotácticos requieren un grado de exactitud y fiabilidad que son difíciles de alcanzar con la SGRT.^{45,71,96,99,100,134-136} Es necesario remarcar que el ajuste del equipamiento, y las pruebas de control de calidad asociadas, conllevarán mucho tiempo y dedicación por parte del especialista en Radiofísica Hospitalaria. Durante este proceso será necesario un contacto estrecho con el fabricante.

Agradecimientos

Este grupo de trabajo quiere expresar su agradecimiento a determinadas personas e instituciones que han contribuido con su ayuda a la elaboración de este documento:

- A las casas comerciales por facilitar detalles técnicos: Carmen Santos y Jad Farad (Vision RT), François Peyssonnel (Varian), María Ángeles García y Tobias Beetz (Brainlab).
- A los integrantes de los Servicios o Unidades de Radiofísica, donde los autores realizan su trabajo, por su comprensión y colaboración.
- A los miembros de la Comisión Científica (SEFM) por su labor de revisión y mejora.

Anexos

A.1. Orientaciones para la construcción de un maniquí con desviación máxima submilimétrica

A.1.1. Componentes

A continuación, se presenta una serie de componentes para la construcción de un maniquí que describa movimientos con desviación máxima submilimétrica.

Carro móvil

Para el prototipo fabricado, se ha optado por un dispositivo basado en motor paso a paso, debido a sus excelentes prestaciones en cuanto a exactitud, y un tornillo sin final de carrera para el movimiento del carro incorporado (fig. A1.1).

El motor es *Nema 17*, con ángulo de paso de 1.8°. El tornillo tiene 5 mm por vuelta, con lo que recorre 400 pasos por cm a la velocidad más rápida. Puede funcionar a octavas de ese ángulo, hasta 6400 pasos por cm.

Según el fabricante, puede mover en horizontal hasta 20 kg, y en vertical hasta 10 kg. El recorrido máximo es de 10 cm. Existen modelos similares de 30 o 50 cm de recorrido, pero no aporta mayores ventajas.

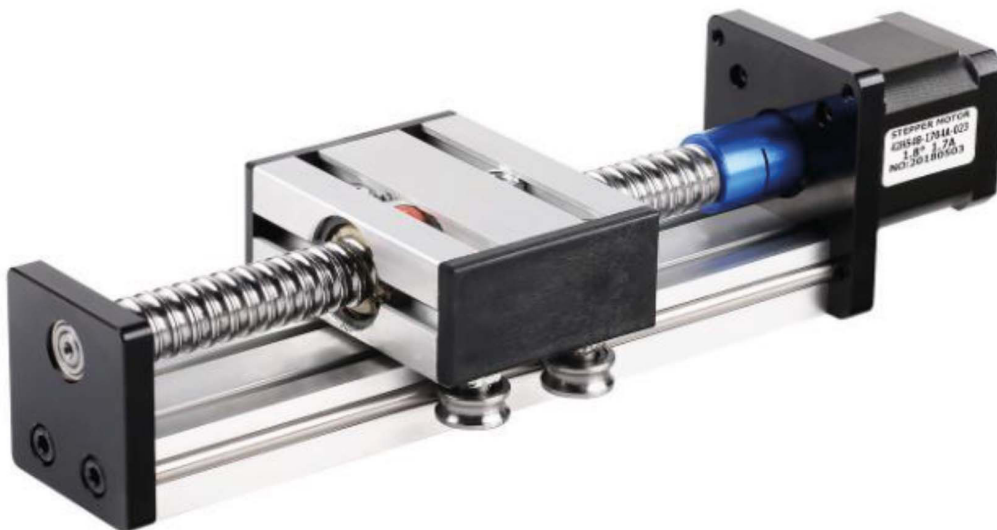


Fig. A1.1. Carro móvil.

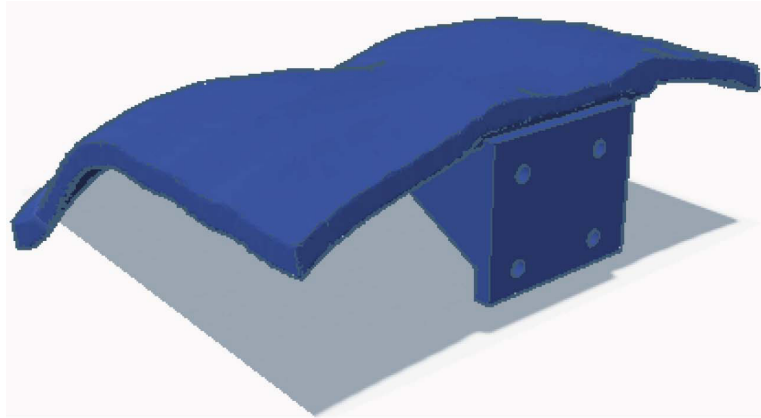


Fig. A1.2. Modelo para impresora 3D que simula el tórax de una paciente. Disponible en el enlace https://drive.google.com/file/d/1dmB9_4aOJemP6tWZXF4zfGP6inggs0Ff/view

Controlador

Para mantener el motor paso a paso, puede emplearse un controlador o *driver*, como el modelo TB6600.

Interruptores de final de carrera

Para controlar los finales de carrera y no forzar el desempeño del motor paso a paso, conviene instalar dos interruptores que establezcan los límites del recorrido.

Arduino

En el desarrollo del prototipo descrito, se ha empleado el modelo *Arduino UNO*.

Fuente de alimentación

Debe aportar suministro eléctrico al Arduino y al controlador, para lo cual requiere que sea de 12 V y más de 2 A. El propio controlador limita la corriente a la que necesita el motor. Para el prototipo considerado, se ha empleado una fuente de 12 V y 5 A, con conector de la geometría del Arduino.

Superficie de seguimiento

Lo más práctico es construirla con una impresora 3D, de modo que pueda adaptarse al carro móvil (fig. A1.2).

A.1.2. Montaje

En el montaje del dispositivo (fig. A1.3), se debe prestar especial atención a los siguientes aspectos:

- a. El motor paso a paso tiene cuatro cables, con una codificación de colores que puede no ser estándar. Se puede deducir su identificación sabiendo que los dos cables (+ y -) de cada fase (A y B) han de tener continuidad eléctrica.

Si se confunden los polos de las fases, el motor no funciona, pero tampoco se estropea. Con unas pocas pruebas, se encuentra la posición correcta.

- b. Es necesario fijar sólidamente los interruptores de final de carrera. Para el prototipo diseñado, se ha taladrado el metal del sistema móvil y se han colocado ambos interruptores con tornillos. Se ha cubierto la parte posterior con goma eva para evitar cortocircuitos.

Asimismo, debe comprobarse:

- a. Si los interruptores de final de carrera proporcionan señal (voltaje entre tierra –negro– y medio –verde–) cuando están pulsados o cuando no lo están. En el dispositivo presentado, la señal se transmite cuando no están pulsados. En caso contrario, deberá cambiarse el programa de Arduino.
- b. Los *jumpers* del *driver*, configurados para conseguir la velocidad máxima (200 pasos/vuelta) y 2 A de corriente al motor.

A.1.3. Programa

Se ha diseñado un programa en C++ (distribuido gratuitamente por Arduino), que se puede descargar libremente en el enlace <https://drive.google.com/file/d/1wEQTTTCN3o0bnKKJdCK-nNdpJLSJMwOF8/view>

Está dividido en tres bloques, con comentarios insertados en el propio código.

- **BLOQUE 1.** Define las variables globales para todo el programa. La función *setup* declara las entradas y salidas de arduino, y abre el puerto serie para poder leer datos desde el ordenador. Queda habilitado el movimiento del motor.
- **BLOQUE 2.** La función *inicio* mueve el carro hasta el inicio, y marca el cero del contador de pasos.

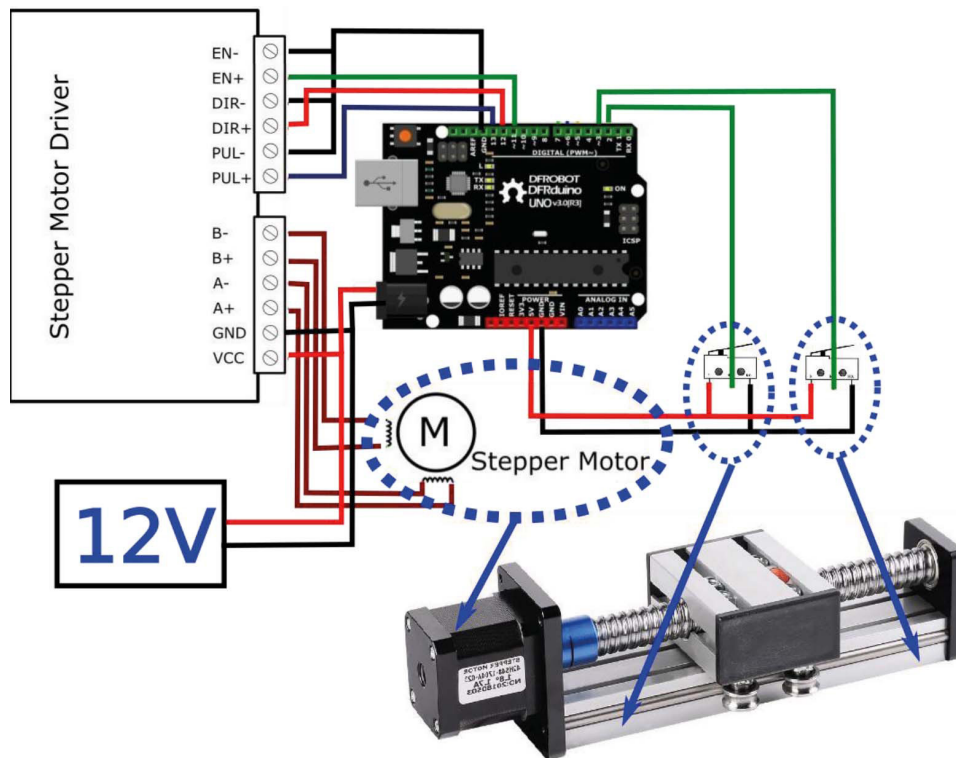


Fig. A1.3. Esquema del montaje del dispositivo.

Luego lo mueve hasta el final, y marca la posición máxima. Las funciones *gotomax* y *gotomin* van a las posiciones extremas, para comprobar que el recuento de pasos es correcto. La función *mover* es la que utilizan todas las demás funciones para desplazar el carro. Básicamente, calcula la magnitud y sentido del movimiento, y lo realiza comprobando que no se ha llegado al tope.

- **BLOQUE 3.** Contiene varias funciones de ejemplo: movimiento en escalones, senoide. Por último, incluye la función *loop*, que entra en bucle continuo. Ejecuta *inicio* para calibrar, calcula el punto medio, y desde allí realiza los movimientos prescritos. Si el Arduino está conectado a un ordenador, se pueden leer las salidas del puerto serie.

A.1.4. Análisis de la pérdida de pasos

El sistema tendrá una resolución en el posicionamiento correspondiente al movimiento de un paso en el motor. Por ejemplo, a velocidad máxima, 5 mm/ 200 vueltas = 25 μm . Pero, en la práctica, el sistema puede cometer errores al contar los pasos, porque el *driver* no envíe alguna de las señales de movimiento, o porque el motor no ejecute algunos de los pasos que manda el *driver*.

Un procedimiento para comprobar la pérdida de pasos consiste en hacer que el carro llegue periódica-

mente al interruptor de fondo de escala, y leer por el puerto serie el valor de esa posición. En la fig. A1.4 se muestra un ejemplo, producido por un error mecánico en el tornillo que posteriormente fue solventado. El programa repetía diez oscilaciones sinusoidales, y luego se desplazaba al fondo de escala.

Tras arreglar el problema, en un movimiento de tres horas la desviación máxima encontrada fue de 50 μm . Es posible aumentar la precisión, en caso necesario, aumentando el número de pasos por vuelta.

A.2. Análisis de medición de las latencias

El método propuesto^{85,137,138} consiste en emplear un maniquí móvil y un sistema de SGRT en modo *gating* para producir una serie de irradiaciones en la unidad de tratamiento. Con el sistema de kV se toman imágenes del proceso en modo cine (adquisición continua de imágenes). Sobre esos fotogramas se analiza el movimiento del maniquí, y el ruido que produce en la imagen el haz de MV.

A.2.1. Adquisición del vídeo

Se coloca el maniquí que simula el movimiento respiratorio sobre la mesa de la unidad, centrado mediante el dispositivo de imagen de kV. En el sistema

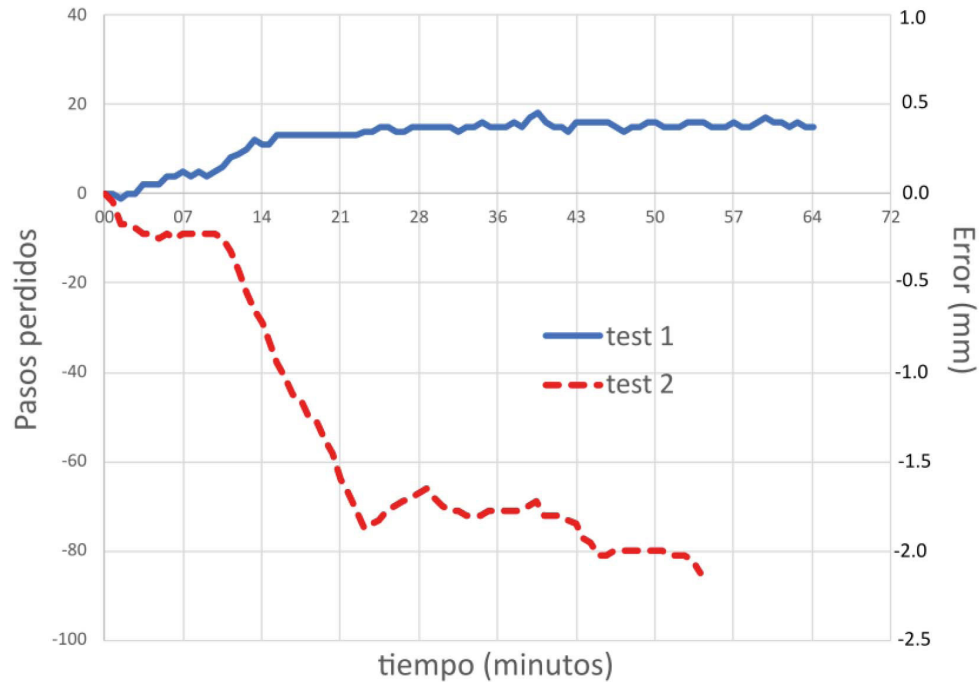


Fig. A1.4. Dos ejemplos de evolución temporal de las desviaciones del sistema debidas a un error mecánico, en número de pasos perdidos y en mm. Una vez corregido, las desviaciones fueron despreciables.

de SGRT, se programa una ventana de *gating* para que el movimiento del maniquí produzca etapas de encendido y apagado del haz en el acelerador.

Se activa la adquisición de imágenes en modo fluoroscopia. Es recomendable que, como mínimo, la frecuencia de adquisición sea de 60 Hz. Se exporta el vídeo a un formato compatible con el programa: wmv, mkv o mp4.

A.2.2. Análisis del vídeo

Se ha realizado un programa en Matlab, que se puede descargar en este hyperlink <https://drive.google.com/file/d/15f0wjlt285dziEP7ZH0xMuvl-zSb2xE3/view>, y sigue el siguiente esquema.

1. Se almacenan los valores de píxel de cada fotograma en una matriz de tres dimensiones: número de fotograma, coordenada horizontal, coordenada vertical.
2. En una de las imágenes del vídeo se selecciona una región de la zona de movimiento (Fig. A2.1) que servirá como patrón de búsqueda. Posteriormente, en cada fotograma, se aplica la función *xcorr2* de Matlab, que obtiene la posición de máxima correlación entre la subimagen y cada fotograma completo. Se obtiene así la trayectoria del movimiento del maniquí.

3. Se selecciona una región en la zona inmóvil (Fig. A2.1), fuera del maniquí, y se calcula el valor medio de píxel en esa zona para todos los fotogramas. Como la radiación de MV produce

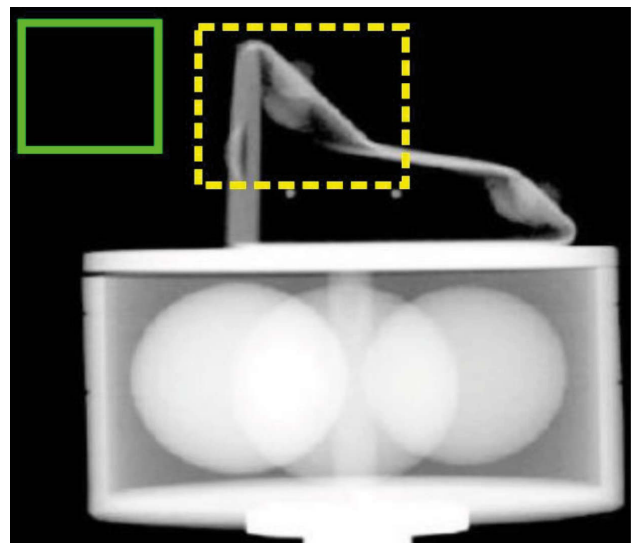


Fig. A2.1. Sobre un fotograma, se selecciona una región (trazo discontinuo) que incluya la parte móvil del maniquí: se empleará como patrón de búsqueda del movimiento. Se selecciona una segunda región de imagen excluyendo el maniquí móvil (trazo continuo) que servirá para analizar el ruido producido por el haz de MV.

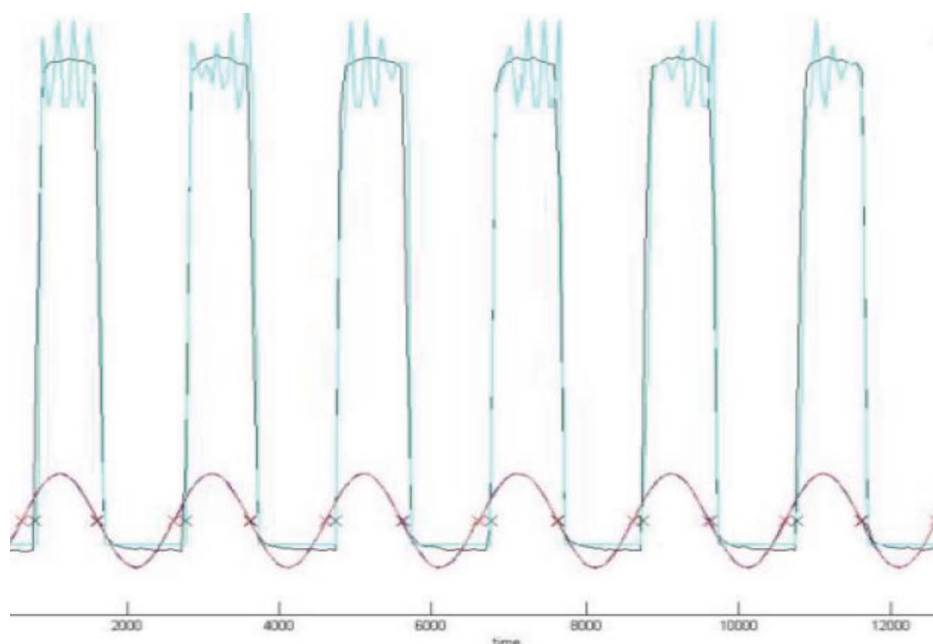


Fig. A2.2. Representación en función del tiempo (ms) del valor de píxel en la región inmóvil (línea verde), subrogado del ruido de fondo, y el desplazamiento de la parte móvil del maniquí (línea roja). En el ejemplo, las latencias medidas son de 154 ± 20 ms para encendido del haz, y de 14 ± 22 ms para apagado.

ruido sobre el panel de kV, en esa zona se puede detectar si el haz de MV estaba o no activo.

4. Conociendo la frecuencia de almacenamiento de los fotogramas, se convierte el número de fotograma en tiempo (ms). Se representa en función del tiempo la posición del maniquí móvil y el valor de píxel de la región de fondo (Fig. A2.2). Conviene remarcar que la referencia temporal de ambas señales es idéntica, puesto que el fotograma en que se miden es el mismo.
5. En cada ciclo, se calcula el tiempo en que se debiera activar el haz según la programación del *gating*, y el instante en que se activa en realidad, detectado por el cambio en el ruido de fondo. Promediando este valor se obtiene la estimación del tiempo de latencia.

A.3. Influencia de las latencias en el tratamiento de radioterapia

La administración del tratamiento en condiciones de movimiento respiratorio requiere de la correcta sincronización entre la monitorización de la señal respiratoria y la activación/interrupción del haz de radiación, o su seguimiento con el movimiento de la lesión, según los parámetros de control respiratorio seleccionados (nivel y ancho de ventana, línea de base, periodicidad, estabilidad en fase y amplitud).

La determinación de las latencias en la activación/interrupción del haz de radiación por los mecanismos

de monitorización del ciclo respiratorio ha sido objeto de estudio por diferentes autores.^{7,139-142} En la tabla A3.1 se presenta una recopilación de los resultados encontrados en diferentes estudios empleando sistemas de control de SGRT integrados en unidades de tratamiento de distintos fabricantes. Como puede apreciarse, existe gran disparidad en los valores de las latencias registradas, obtenidas mediante diferentes metodologías, aunque la mayoría de estas están centradas en la evaluación del ensanchamiento del campo de radiación administrado con control respiratorio respecto a una situación estática.¹⁴⁰⁻¹⁴²

Según una revisión de Chen *et al.*,¹⁴³ las máximas diferencias en los tiempos de activación e interrupción del haz, recopiladas en diferentes publicaciones, son de hasta 270 ms y 485 ms, respectivamente, e incluso para un mismo sistema de control respiratorio, las latencias encontradas por diversos autores difieren.^{86,142} Uno de los motivos de estas variaciones se debe a los mecanismos empleados por las unidades de tratamiento para mantener, interrumpir y reanudar el haz de radiación.¹⁴²

Las latencias de activación e interrupción del haz tienen un impacto diferente en la eficacia del tratamiento¹⁴³ dado que una demora excesivamente grande en la activación repercute en un aumento sensible del tiempo de tratamiento, reduciendo su eficiencia, mientras que un incremento en el tiempo de interrupción del haz conlleva la administración de elevadas dosis, intencionalmente prescritas sobre la lesión, recibidas por el tejido sano circundante, a la vez

Tabla A3.1. Estudios y metodologías empleadas en la evaluación de las latencias encontradas en la activación/interrupción del haz de radiación para diferentes combinaciones de sistema de seguimiento de SGRT y unidades de tratamiento. Los tiempos de latencia presentados en la tabla corresponden a valores promedio acompañados de su incertidumbre típica.

Referencia	Método	Sistema de SGRT	Unidad de tratamiento	Seguimiento del ciclo respiratorio	Latencia medida	
					Activación del haz (ms)	Interrupción del haz (ms)
Jin and Yin (2005)	Variación temporal de la posición de cinco marcadores medida con imágenes portales para una ventana estrecha de irradiación.	ExacTrac	Novalis	Amplitud	170 ± 30	Asumido igual a la activación del haz
Smith and Becker (2009)	Ensanchamiento del campo de radiación medido con película radiográfica.	RPM	Varian 2100 C/D Varian 21EX Varian Trilogy	Amplitud	110 ± 20 80 ± 10 90 ± 20	60 ± 10 70 ± 20 110 ± 20
		RPM	Varian 2100 C/D Varian 21EX Varian Trilogy	Fase	120 ± 20 70 ± 20 120 ± 30	50 ± 20 50 ± 20 80 ± 30
Chang et al. (2011)	Ensanchamiento del campo de radiación medido con película radiocrómica.	RPM	Novalis Tx	Fase	90 ± 10	Asumido igual a la activación del haz
		ExacTrac	Novalis Tx	Fase	200 ± 30	Asumido igual a la activación del haz
Freislederer et al. (2015)	Ensanchamiento del campo de radiación medido con película radiocrómica.	Catalyst	Elekta Synergy	Amplitud	851 ± 100	215 ± 69
Wiersma et al. (2016)	Medida simultánea de la posición de un marcador con potenciómetro y de la lectura ionométrica con un diodo.	RPM mono	Varian Trilogy	Fase	98 ± 11	90 ± 11
		RPM estéreo			86 ± 16	44 ± 10
		AlignRT	Amplitud	356 ± 60	529 ± 81	
Chen et al. (2020)	Comparación de la dosis absorbida medida en movimiento con película radiocrómica y la convolución del perfil de dosis estático con el intervalo temporal de los pulsos de generación del haz.	Catalyst HD	Elekta Versa HD	Amplitud	1664 ± 72	34 ± 25
		Catalyst HD	Varian Edge	Amplitud	303 ± 45	25 ± 30

que la lesión deja de recibir la dosis adecuada. Para evitarlo, las latencias de interrupción del haz deberían mantenerse por debajo de la recomendación de 100 ms propuesta por el TG 142.⁵⁵

En la tabla A3.2 se representa el efecto introducido por la latencia temporal en la detección del movimiento respiratorio, asumiendo el mismo tiempo de demora tanto en la activación como en la interrupción del haz, y las repercusiones dosimétricas asociadas en términos de desviación espacial respecto a la posición real

de tratamiento, así como a la cantidad de UM impartidas con una diferencia superior a 2 mm respecto a la posición esperada de la lesión. Se han considerado parámetros convencionales en el ciclo respiratorio y latencias orientativas en las diferentes técnicas de irradiación.

Los efectos dosimétricos en la irradiación de lesiones en movimiento debidos al aumento de la latencia temporal son mayores a medida que se incrementa la amplitud de movimiento y se reduce el periodo respi-

Tabla A3.2. Cuadro descriptivo de las repercusiones dosimétricas introducidas por la latencia temporal del sistema para diferentes patrones respiratorios siguiendo el modelo de potencia par de la función coseno descrita por Lujan *et al.*⁸³ a) corresponde a una irradiación en respiración libre con un valor de latencia equivalente al máximo recomendable, empleando una tasa de dosis absorbida convencional, b) representa un tratamiento en respiración mantenida en inhalación profunda (DIBH) para una tasa habitual en fases FFF, c) muestra una irradiación sincronizada con la respiración mediante *gating* en exhalación, considerando una latencia temporal de 60 ms, d) corresponde al caso de seguimiento de la lesión con el movimiento respiratorio mediante *tracking* con una latencia temporal de 50 ms. FAC indica la fracción activa del ciclo respiratorio.

Parámetros del ciclo respiratorio y condiciones de irradiación		Repercusión dosimétrica introducida por la latencia temporal	
<p>a) Irradiación en respiración libre</p> <p>tasa de dosis (UM/min) = 600</p> <p>latencia (m s) = 100</p> <p>nivel de ventana = 50%</p> <p>FAC = 100%</p>	<p>n = 2</p> <p>A_{max} (cm) = 1,5</p> <p>T (s) = 4</p> <p>t_{haz} activo (s) = 4,0</p> <p>latencia (m s) = 100</p> <p>nivel de ventana = 50%</p> <p>FAC = 100%</p>	<p>UM administradas = 40</p> <p>UM mal impartidas = 16</p> <p>Δ_{max} (m m) = 3,1</p> <p>$\Delta > 2$ mm (%) = 39,9%</p>	<p>Probabilidad de desviación</p>
<p>b) Irradiación en respiración mantenida en inhalación (DIBH)</p> <p>tasa de dosis (UM/min) = 1400</p> <p>latencia (m s) = 100</p> <p>nivel de ventana = 95%</p> <p>FAC = 10%</p>	<p>n = 10</p> <p>A_{max} (cm) = 2</p> <p>T (s) = 20</p> <p>t_{haz} activo (s) = 14,0</p> <p>latencia (m s) = 100</p> <p>nivel de ventana = 95%</p> <p>FAC = 10%</p>	<p>UM administradas = 327</p> <p>UM mal impartidas = 0</p> <p>Δ_{max} (m m) = 0,6</p> <p>$\Delta > 2$ mm (%) = 0,0%</p>	<p>Probabilidad de desviación</p>
<p>c) Sincronización con el ciclo respiratorio (<i>gating</i> en exhalación)</p> <p>tasa de dosis (UM/min) = 800</p> <p>latencia (m s) = 60</p> <p>nivel de ventana = 15%</p> <p>FAC = 30%</p>	<p>n = 2</p> <p>A_{max} (cm) = 1,5</p> <p>T (s) = 4</p> <p>t_{haz} activo (s) = 2,1</p> <p>latencia (m s) = 60</p> <p>nivel de ventana = 15%</p> <p>FAC = 30%</p>	<p>UM administradas = 28</p> <p>UM mal impartidas = 0</p> <p>Δ_{max} (m m) = 1,6</p> <p>$\Delta > 2$ mm (%) = 0,0%</p>	<p>Probabilidad de desviación</p>
<p>d) Seguimiento con el ciclo respiratorio (<i>tracking</i>)</p> <p>tasa de dosis (UM/min) = 800</p> <p>latencia (m s) = 50</p> <p>nivel de ventana = 50%</p> <p>FAC = 100%</p>	<p>n = 2</p> <p>A_{max} (cm) = 1,5</p> <p>T (s) = 4</p> <p>t_{haz} activo (s) = 4,0</p> <p>latencia (m s) = 50</p> <p>nivel de ventana = 50%</p> <p>FAC = 100%</p>	<p>UM administradas = 53</p> <p>UM mal impartidas = 0</p> <p>Δ_{max} (m m) = 1,5</p> <p>$\Delta > 2$ mm (%) = 0,0%</p>	<p>Probabilidad de desviación</p>

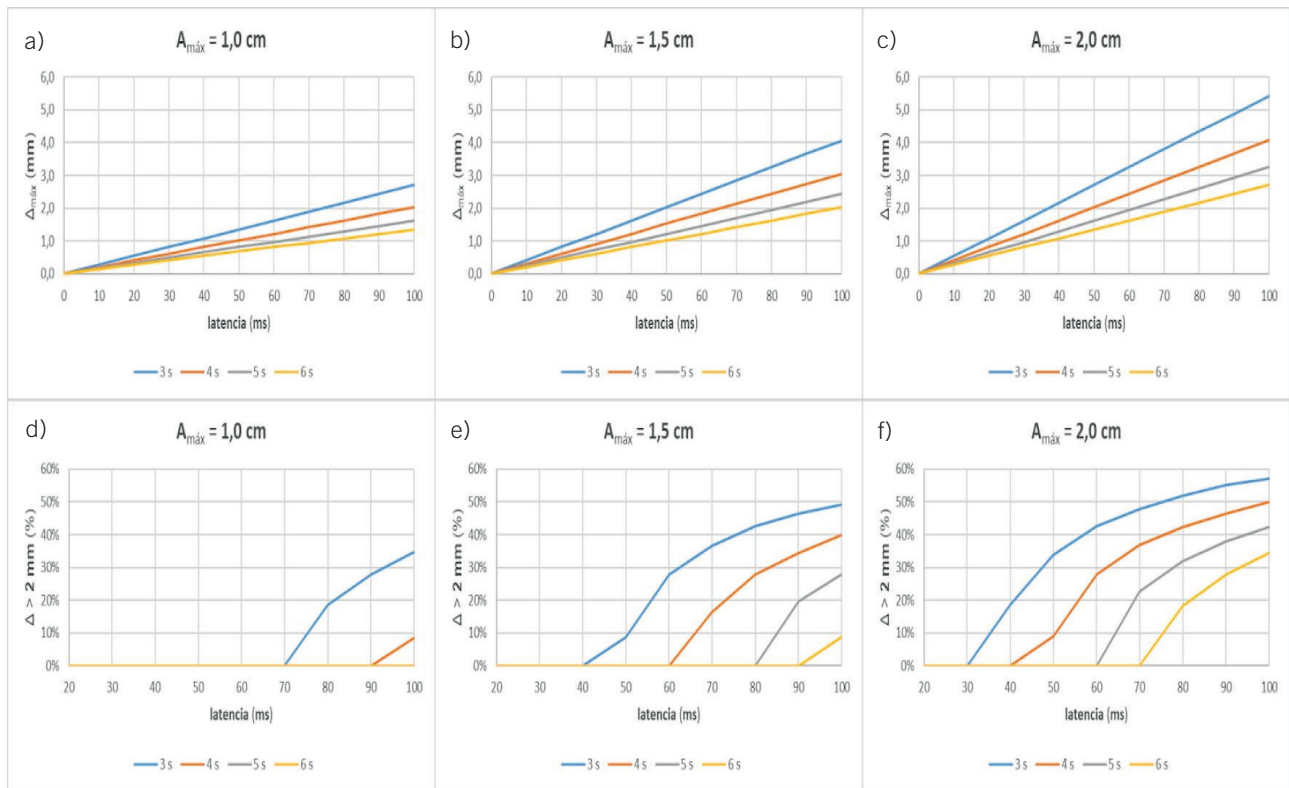


Fig. A3.1. Representación gráfica de la influencia de la latencia temporal en función del periodo y amplitud para un patrón respiratorio de tipo coseno elevado a la cuarta potencia: a, b, c) corresponden a las desviaciones máximas entre la posición real y monitorizada por el sistema de SGRT, d, e, f) muestran la proporción de las desviaciones superiores a 2 mm que implicarían la irradiación fuera de la región de tratamiento.

ratorio (fig. A3.1). Esta circunstancia es especialmente relevante en los tratamientos realizados en respiración libre, motivo por el cual se recomienda el uso de sistemas de control respiratorio, bien empleando una reducida ventana de irradiación, acorde a los márgenes de expansión de CTV a PTV por movimiento interno de la lesión, o bien considerando la administración del tratamiento en condiciones de respiración mantenida, donde se minimiza la influencia de las latencias debido a una mayor duración del intervalo durante el cual está activado el haz de radiación.

Listado de abreviaturas

- **AAPM.** Asociación Americana de Físicos en Medicina (*American Association of Physicists in Medicine*)
- **AP.** Antero-posterior
- **BH.** Respiración Mantenido (*Breath Hold*)
- **CBCT.** Tomografía Computarizada de Haz Cónico (*Cone-Beam Computer Tomography*)
- **CTV.** Volumen de Tratamiento Clínico (*Clinical Target Volume*)

- **DIBH.** Respiración Mantenido en Inspiración Profunda (*Deep Inspiration Breath Hold*)
- **DOF.** Grados de libertad (*Degrees Of Freedom*)
- **DRR.** Radiografía Reconstruida Digitalmente (*Digitally Reconstructed Radiography*)
- **eNAL.** Extendido Sin Nivel de Acción (*extended No Action Level*)
- **EPID.** Dispositivo Electrónico de Imagen Portal (*Electronic Portal Imaging Device*)
- **FF.** Pies Primero (*Feet First*)
- **HF.** Cabeza Primero (*Head First*)
- **ICP.** Iterativo por los puntos más cercanos (*Iterative Closest Points*)
- **IGRT.** Radioterapia Guiada por la Imagen (*Image-Guided Radiation Therapy*)
- **IMRT.** Radioterapia de Intensidad Modulada (*Intensity Modulation Radiation Therapy*)
- **IR.** Infrarrojo
- **ITV.** Volumen de Tratamiento Interno (*Internal Target Volume*)
- **kV.** Kilovoltaje

- **LED.** Diodo Emisor de Luz
(*Light Emitting Diode*)
- **LR.** Izquierda-Derecha
(*Left-Right*)
- **MV.** Megavoltaje
- **MVCT.** Tomografía Computarizada de Megavoltaje
(*Mega-Voltage Computer Tomography*)
- **OAR.** Órganos de riesgo
(*Organs at risk*)
- **PA.** Postero-anterior
- **PTV.** PVolumen de Tratamiento Planificado
(*Planning Treatment Volume*)
- **R&V.** Registro y Verificación
(*Record and Verify*)
- **RL.** Derecha-Izquierda
(*Right-Left*)
- **RPM.** Gestor del Movimiento en Tiempo Real
(*Real-Time Position Management*)
- **SBRT.** Radioterapia Estereotáctica Extracraneal
(*Stereotactic Body Radiation Therapy*)
- **SEFM.** Sociedad Española de Física Médica
- **SGRT.** Radioterapia Guiada por Superficie
(*Surface Guided Radiation Therapy*)
- **SRS.** Radiocirugía
(*Stereotactic Radiosurgery*)
- **SRT.** Radioterapia Estereotáctica
(*Stereotactic Radiation Therapy*)
- **TC.** Tomógrafo Computarizado o Tomografía Computarizada
- **TC4D.** Tomografía Computarizada de 4D
- **TG.** Grupo de Trabajo
(*Task Group*)
- **TOF.** Tiempo de Vuelo
(*Time of Flight*)
- **TPS.** Sistema de Planificación de Tratamiento
(*Treatment Planning System*)
- **TSRD.** Técnico Superior en Radioterapia y Dosimetría
- **UM.** Unidad Monitor
- **VMAT.** Arcoterapia Volumétrica Modulada
(*Volumetric Modulated Arc Therapy*)

Referencias

1. Willoughby T, Lehmann J, Bencomo JA, et al. Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of Task Group 147. *Med Phys.* 2012;39(4):1728-47. doi:10.1118/1.3681967
2. Lizuain MC, Capuz AB, Delgado JM, Crispin V, Garcia S, Juan XJ, et al. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT). ADI Servicios Editoriales; 2013.
3. Freislederer P, Kügele M, Öllers M, et al. Recent advances in Surface Guided Radiation Therapy. *Radiat Oncol.* 2020;15(1):187. doi:10.1186/s13014-020-01629-w
4. Batista V, Meyer J, Kügele M, Al-Hallaq H. Clinical paradigms and challenges in surface guided radiation therapy: Where do we go from here? *Radiother Oncol.* 2020;153:34-42. doi:10.1016/j.radonc.2020.09.041
5. Weiss E, Vorwerk H, Richter S, Hess CF. Interfractional and intrafractional accuracy during radiotherapy of gynecologic carcinomas: A comprehensive evaluation using the ExacTrac system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;56(1):69-79. doi:10.1016/S0360-3016(02)04616-3
6. Yin F-F, Ryu S, Ajlouni M, et al. A technique of intensity-modulated radiosurgery (IMRS) for spinal tumors. *Med Phys.* 2002;29(12):2815-22. doi:10.1118/1.1521722
7. Wiersma RD, McCabe BP, Belcher AH, Jensen PJ, Smith B, Aydogan B. Technical Note: High temporal resolution characterization of gating response time. *Med Phys.* 2016;43(6):2802-6. doi:10.1118/1.4948500
8. Ehler ED, Nelms BE, Tomé WA. On the dose to a moving target while employing different IMRT delivery mechanisms. *Radiother Oncol.* 2007;83(1):49-56. doi:10.1016/j.radonc.2007.02.007
9. Li HS, Chetty IJ, Solberg TD. Quantifying the interplay effect in prostate IMRT delivery using a convolution-based method. *Med Phys.* 2008;35(5):1703-10. doi:10.1118/1.2897972
10. Coolens C, Evans PM, Seco J, et al. The susceptibility of IMRT dose distributions to intrafraction organ motion: An investigation into smoothing filters derived from four dimensional computed tomography data. *Med Phys.* 2006;33(8):2809-18. doi:10.1118/1.2219329
11. ICRU Report 83 - Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *J ICRU.* 2010;10(1):1-111. doi:10.1093/jicru/ndq025
12. Manger RP, Paxton AB, Pawlicki T, et al. Failure mode and effects analysis and fault tree analysis of surface image guided cranial radiosurgery. *Med Phys.* 2015;42(5):2449-61. doi:10.1118/1.4918319
13. Gensheimer MF, Zeng J, Carlson J, et al. Influence of planning time and treatment complexity on radiation therapy errors. *Pract Radiat Oncol.* 2016;6(3):187-93. doi:10.1016/j.pro.2015.10.017
14. Stieler F, Wenz F, Shi M, Lohr F. A novel surface imaging system for patient positioning and surveillance during radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkol.* 2013;189(11):938-44. doi:10.1007/s00066-013-0441-z
15. Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys.* 2007;34(10):4041-63. doi:10.1118/1.2775667
16. Rwigema JCM, Lamiman K, Reznik RS, Lee NJH, Olch A, Wong KK. Palliative radiation therapy for superior vena cava syndrome in metastatic Wilms tumor using 10XFFF and 3D surface imaging to avoid anesthesia in a pediatric patient—a teaching case. *Adv Radiat Oncol.* 2017;2(1):101-4. doi:10.1016/j.adro.2016.12.007
17. Wong KK, Ragab O, Tran HN, et al. Acute toxicity of craniospinal irradiation with volumetric-modulated arc therapy in children with solid tumors. *Pediatric Blood Cancer.* 2018;65(7). doi:10.1002/pbc.27050
18. Wiant DB, Wentworth S, Maurer JM, Vanderstraeten CL, Terrell JA, Sintay BJ. Surface imaging-based analysis of intrafraction motion for breast radiotherapy patients. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(6):147-59. doi:10.1120/jacmp.v15i6.4957

19. Sueyoshi M, Olch AJ, Liu KX, Chlebik A, Clark D, Wong KK. Eliminating Daily Shifts, Tattoos, and Skin Marks: Streamlining Isocenter Localization With Treatment Plan Embedded Couch Values for External Beam Radiation Therapy. *Pract Radiat Oncol.* 2019;9(1):e110-7. doi:10.1016/j.prro.2018.08.011
20. Crook JM, Raymond Y, Salhani D, Yang H, Esche B. Prostate motion during standard radiotherapy as assessed by fiducial markers. *Radiother Oncol.* 1995;37(1):35-42. doi:10.1016/0167-8140(95)01613-L
21. Ramsey CR, Scaperoth D, Seibert R, Chase D, Byrne T, Mahan S. Image-guided helical tomotherapy for localized prostate cancer: technique and initial clinical observations. *J Appl Clin Med Phys.* 2007;8(3):2320. doi:10.1120/jacmp.v8i3.2320
22. Lu XQ, Shanmugham LN, Mahadevan A, et al. Organ Deformation and Dose Coverage in Robotic Respiratory-Tracking Radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;71(1):281-9. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.12.042
23. Brock KK, McShan DL, Ten Haken RK, Hollister SJ, Dawson LA, Balter JM. Inclusion of organ deformation in dose calculations. *Med Phys.* 2003;30(3):290-5. doi:10.1118/1.1539039
24. Von Siebenthal M, Székely G, Lomax AJ, Cattin PC. Systematic errors in respiratory gating due to intrafraction deformations of the liver. *Med Phys.* 2007;34(9):3620-9. doi:10.1118/1.2767053
25. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys.* 2010;37(8):4078-101. doi:10.1118/1.3438081
26. Keall P, Mageras G. Managing respiratory motion in radiation therapy. AAPM 46th Annu Meet (TG 76 Task Group). Published online 2004:1-16. <http://www.aapm.org/meetings/04AM/pdf/14-2269-79352.pdf>
27. Hoisak JDP, Brent Paxton AB, Waghorn BJ, Pawlicki T. Surface Guided Radiation Therapy. In: Taylor & Francis Ltd, ed. *Definitions.* Taylor & Francis Ltd; 2020:492. doi:10.32388/gf38iv
28. Stanley DN, McConnell KA, Kirby N, Gutiérrez AN, Papanikolaou N, Rasmussen K. Comparison of initial patient setup accuracy between surface imaging and three point localization: A retrospective analysis. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18(6):58-61. doi:10.1002/acm2.12183
29. Alderliesten T, Sonke JJ, Betgen A, Honnef J, Van Vliet-Vroegindewej C, Remeijer P. Accuracy evaluation of a 3-dimensional surface imaging system for guidance in deep-inspiration breath-hold radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2013;85(2):536-42. doi:10.1016/j.ijrobp.2012.04.004
30. Cravo Sá A, Fermento A, Neves D, et al. Radiotherapy setup displacements in breast cancer patients: 3D surface imaging experience. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2018;23(1):61-7. doi:10.1016/j.rpor.2017.12.007
31. Gierga DP, Turcotte JC, Tong LW, Chen YLE, DeLaney TF. Analysis of setup uncertainties for extremity sarcoma patients using surface imaging. *Pract Radiat Oncol.* 2014;4(4):261-6. doi:10.1016/j.prro.2013.09.001
32. Kügele M, Mannerberg A, Nørring Bekke S, et al. Surface guided radiotherapy (SGRT) improves breast cancer patient setup accuracy. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(9):61-8. doi:10.1002/acm2.12700
33. Schöffel PJ, Harms W, Sroka-Perez G, Schlegel W, Karger CP. Accuracy of a commercial optical 3D surface imaging system for realignment of patients for radiotherapy of the thorax. *Phys Med Biol.* 2007;52(13):3949-63. doi:10.1088/0031-9155/52/13/019
34. Lee SK, Huang S, Zhang L, et al. Accuracy of surface-guided patient setup for conventional radiotherapy of brain and nasopharynx cancer. *J Appl Clin Med Phys.* 2021;22(5):48-57. doi:10.1002/acm2.13241
35. Zhao B, Maquilan G, Jiang S, Schwartz DL. Minimal mask immobilization with optical surface guidance for head and neck radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(1):17-24. doi:10.1002/acm2.12211
36. Wiant D, Squire S, Liu H, Maurer J, Lane Hayes T, Sintay B. A prospective evaluation of open face masks for head and neck radiation therapy. *Pract Radiat Oncol.* 2016;6(6):e259-67. doi:10.1016/j.prro.2016.02.003
37. Rigley J, Robertson P, Scattergood L. Radiotherapy without tattoos: Could this work? *Radiography.* 2020;26(4):288-93. doi:10.1016/j.radi.2020.02.008
38. Jimenez RB, Batin E, Giantsoudi D, et al. Tattoo free setup for partial breast irradiation: A feasibility study. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(4):45-50. doi:10.1002/acm2.12557
39. Sixel KE, Aznar MC, Ung YC. Deep inspiration breath hold to reduce irradiated heart volume in breast cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2001;49(1):199-204. doi:10.1016/S0360-3016(00)01455-3
40. Zagar TM, Kaidar-Person O, Tang X, et al. Utility of Deep Inspiration Breath Hold for Left-Sided Breast Radiation Therapy in Preventing Early Cardiac Perfusion Defects: A Prospective Study. In: *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* Vol 97;2017:903-9. doi:10.1016/j.ijrobp.2016.12.017
41. Laaksomaa M, Sarudis S, Rossi M, et al. AlignRT® and Catalyst™ in whole-breast radiotherapy with DIBH: Is IGRT still needed? *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(3):97-104. doi:10.1002/acm2.12553
42. Proyecto MARR - Sociedad Española de Física Médica. Accessed October 5, 2021. <https://sefm.es/aplicaciones/proyecto-marr/>
43. Al-Hallaq H, Batista V, Kügele M, Ford E, Viscariello N, Meyer J. The role of surface-guided radiation therapy for improving patient safety. *Radiother Oncol.* 2021;163:229-36. doi:10.1016/j.radonc.2021.08.008
44. Wang LT, Solberg TD, Medin PM, Boone R. Infrared patient positioning for stereotactic radiosurgery of extracranial tumors. *Comput Biol Med.* 2001;31(2):101-11. doi:10.1016/S0010-4825(00)00026-3
45. Takakura T, Mizowaki T, Nakata M, et al. The geometric accuracy of frameless stereotactic radiosurgery using a 6D robotic couch system. *Phys Med Biol.* 2010;55(1):1-10. doi:10.1088/0031-9155/55/1/001
46. Verbakel, Wilko F.A.R., Lagerwaard FJ, Verduin AJE, Heukelom S, Slotman BJ, Cuijpers JP. The accuracy of frameless stereotactic intracranial radiosurgery. *Radiother Oncol.* 2010;97(3):390-4. doi:10.1016/j.radonc.2010.06.012
47. Kim J, Jin JY, Walls N, et al. Image-guided localization accuracy of stereoscopic planar and volumetric imaging methods for stereotactic radiation surgery and stereotactic body radiation therapy: A phantom study. *Int J Radiat*

- Oncol Biol Phys. 2011;79(5):1588-96. doi:10.1016/j.ijrobp.2010.05.052
48. Rusinkiewicz S, Levoy M. Efficient variants of the ICP algorithm. Proc Int Conf 3-D Digit Imaging Model 3DIM. Published online 2001:145-52. doi:10.1109/IM.2001.924423
 49. Placht S, Stancanello J, Schaller C, Balda M, Angelopoulou E. Fast time-of-flight camera based surface registration for radiotherapy patient positioning. Med Phys. 2011;39(1):4-17. doi:10.1118/1.3664006
 50. Erdi YE, Rosenzweig K, Erdi AK, et al. Radiotherapy treatment planning for patients with non-small cell lung cancer using positron emission tomography (PET). Radiother Oncol. 2002;62(1):51-60. doi:10.1016/S0167-8140(01)00470-4
 51. Jarvis LA, Hachadorian RL, Jermyn M, et al. Initial Clinical Experience of Cherenkov Imaging in External Beam Radiation Therapy Identifies Opportunities to Improve Treatment Delivery. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2021;109(5):1627-37. doi:10.1016/j.ijrobp.2020.11.013
 52. Willoughby TR, Forbes AR, Buchholz D, et al. Evaluation of an infrared camera and X-ray system using implanted fiducials in patients with lung tumors for gated radiation therapy. Int J Radiat Oncol. 2006;66(2):568-75. doi:10.1016/j.IJROBP.2006.05.029
 53. Shi C, Tang X, Chan M. Evaluation of the new respiratory gating system. Precis Radiat Oncol. 2017;1(4):127-33. doi:10.1002/pro6.34
 54. Zeng C, Xiong W, Li X, et al. Intrafraction tumor motion during deep inspiration breath hold pancreatic cancer treatment. J Appl Clin Med Phys. 2019;20(5):37-43. doi:10.1002/acm2.12577
 55. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys. 2009;36(9):4197-212. doi:10.1118/1.3190392
 56. Yin F-F, Wong J, Balter J, et al. The role of in-room kV X-Ray imaging for patient setup and target localization Report of AAPM Task Group 104. Data Manag. 2009;(104).
 57. Jin JY, Yin FF, Tenn SE, Medin PM, Solberg TD. Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D System in Image-Guided Radiotherapy. Med Dosim. 2008;33(2):124-34. doi:10.1016/j.meddos.2008.02.005
 58. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. Med Phys. 2011;38(6):2914-36. doi:10.1118/1.3579139
 59. Schnarr E, Beneke M, Casey D, et al. Feasibility of real-time motion management with helical tomotherapy. Med Phys. 2018;45(4):1329-37. doi:10.1002/mp.12791
 60. Brahme A, Nyman P, Skatt B. 4D laser camera for accurate patient positioning, collision avoidance, image fusion and adaptive approaches during diagnostic and therapeutic procedures. Med Phys. 2008;35(5):1670-81. doi:10.1118/1.2889720
 61. Pallotta S, Marrazzo L, Ceroti M, Silli P, Bucciolini M. A phantom evaluation of Sentinel, a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy. Med Phys. 2012;39(2):706-12. doi:10.1118/1.3675973
 62. Meyer J, Smith W, Geneser S, et al. Characterizing a deformable registration algorithm for surface-guided breast radiotherapy. Med Phys. 2020;47(2):352-62. doi:10.1002/MP.13921
 63. Pallotta S, Kugele M, Redapi L, Ceberg S. Validation of a commercial deformable image registration for surface-guided radiotherapy using an ad hoc-developed deformable phantom. Med Phys. 2020;47(12):6310-18. doi:10.1002/MP.14527
 64. Siebert JP, Marshall SJ. Human body 3D imaging by speckle texture projection photogrammetry. Sens Rev. 2000;20(3):218-26. doi:10.1108/02602280010372368
 65. Nguyen D, Farah J, Barbet N, Khodri M. Commissioning and performance testing of the first prototype of AlignRT InBore™ a Halcyon™ and Ethos™-dedicated surface guided radiation therapy platform. Phys Medica. 2020;80:159-66. doi:10.1016/j.ejmp.2020.10.024
 66. Bert C, Metheany KG, Doppke KP, Taghian AG, Powell SN, Chen GTY. Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2006;64(4):1265-74. doi:10.1016/j.ijrobp.2005.11.008
 67. Krell G, Saeid Nezhad N, Walke M, Al-Hamadi A, Gademann G. Assessment of Iterative Closest Point Registration Accuracy for Different Phantom Surfaces Captured by an Optical 3D Sensor in Radiotherapy. Comput Math Methods Med. 2017;2017. doi:10.1155/2017/2938504
 68. Hoisak JDP, Pawlicki T. The Role of Optical Surface Imaging Systems in Radiation Therapy. Semin Radiat Oncol. 2018;28(3):185-93. doi:10.1016/j.semradonc.2018.02.003
 69. Fischler MA, Bolles RC. Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. Graph Image Process. 1981;24(6):381-95. doi:10.1145/358669.358692
 70. Park J, Zhou QY, Koltun V. Colored Point Cloud Registration Revisited. Proc IEEE Int Conf Comput Vis. 2017;2017-Octob:143-52. doi:10.1109/ICCV.2017.25
 71. Joung JH, An KH, Kang JW, Chung MJ, Yu W. 3D environment reconstruction using modified color ICP algorithm by fusion of a camera and a 3D laser range finder. 2009 IEEE/RSJ Int Conf Intell Robot Syst IROS 2009. Published online 2009:3082-8. doi:10.1109/IROS.2009.5354500
 72. Korn M, Holzkothen M, Pauli J. Color supported generalized-ICP - IEEE Conference Publication. In: 2014 International Conference on Computer Vision Theory and Applications (VISAPP). IEEE; 2014. doi:978-9-8975-8133-5
 73. Schell MC, Bova FJ, Larson D a, et al. Stereotactic Radiosurgery Report of Task Group 42 Radiation Therapy Committee for the American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Med Phys. 1995;(5):50.
 74. Faught AM, Trager M, Yin FF, Kirkpatrick J, Adamson J. Re-examining TG-142 recommendations in light of modern techniques for linear accelerator based radiosurgery. Med Phys. 2016;43(10):5437-41. doi:10.1118/1.4962471
 75. Pinza Molina C, Lliso Valverde F. Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. In: Aula Documental de Investigación, ed. Sociedad Española de Física Médica; 2007:451.
 76. BOE-A-1998-20644. <https://www.boe.es/eli/es/rd/1998/07/17/1566>
 77. European Council Directive 2013/59/Euratom on basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/

- Euratom and 2003/122/Euratom. Published online 2014:57: 1–73.
78. Thomadsen BR, Heaton HT, Jani SK, et al. Off-label use of medical products in radiation therapy: Summary of the Report of AAPM Task Group No. 121. *Med Phys.* 2010;37(5):2300-11. doi:10.1118/1.3392286
 79. Phillips MH, Singer K, Miller E, Stelzer K. Commissioning an image-guided localization system for radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;48(1):267-76. doi:10.1016/S0360-3016(00)00581-2
 80. Wiersma RD, Tomarken SL, Grelewicz Z, Belcher AH, Kang H. Spatial and temporal performance of 3D optical surface imaging for real-time head position tracking. *Med Phys.* 2013;40(11). doi:10.1118/1.4823757
 81. Paxton AB, Manger RP, Pawlicki T, Kim GY. Evaluation of a surface imaging system's isocenter calibration methods. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18(2):85-91. doi:10.1002/acm2.12054
 82. Russell C, Mack H, Paul S, Senti S. OC-0190: Surface guided radiation therapy for breast cancer improves accuracy without the need for skin marks. *Radiother Oncol.* 2018;127:S102. doi:10.1016/s0167-8140(18)30500-0
 83. Lujan AE, Larsen EW, Balter JM, Ten Haken RK. A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculations. *Med Phys.* 1999;26(5):715-20. doi:10.1118/1.598577
 84. Roland T, Mavroidis P, Shi C, Papanikolaou N. Incorporating system latency associated with real-time target tracking radiotherapy in the dose prediction step. *Phys Med Biol.* 2010;55(9):2651-68. doi:10.1088/0031-9155/55/9/015
 85. Bertholet J, Knopf A, Eiben B, et al. Real-time intrafraction motion monitoring in external beam radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2019;64(15):15TR01. doi:10.1088/1361-6560/AB2BA8
 86. Cui G, Housley DJ, Chen F, Mehta VK, Shepard DM. Delivery efficiency of an Elekta linac under gated operation. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(5):2-11. doi:10.1120/jacmp.v15i5.4713
 87. Barfield G, Burton EW, Stoddart J, Metwaly M, Cawley MG. Quality assurance of gating response times for surface guided motion management treatment delivery using an electronic portal imaging detector. *Phys Med Biol.* 2019;64(12). doi:10.1088/1361-6560/ab205a
 88. Gevaert T, Verellen D, Tournel K, et al. Overview of positioning techniques using Image Guided Radiotherapy. *Phys Medica.* 2011;27:S10. doi:10.1016/j.ejmp.2011.06.023
 89. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys.* 2012;39(4):1946-63. doi:10.1118/1.3690466
 90. Laaksomaa M, Moser T, Kritz J, Pynnönen K, Rossi M. Comparison of three differently shaped ROIs in free breathing breast radiotherapy setup using surface guidance with AlignRT®. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2021;26(4):545-52. doi:10.5603/rpor.a2021.0062
 91. Landberg T, Chavaudra J, Dobbs J, et al. ICRU Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. *International Commission on Radiation Units and Measurements* 1999;os32(1):NP-NP. doi:10.1093/jicru/os32.1.report62
 92. Barbés B, Azcona JD, Prieto E, de Foronda JM, García M, Burguete J. Development and clinical evaluation of a simple optical method to detect and measure patient external motion. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16(5):306-21. doi:10.1120/jacmp.v16i5.5524
 93. Tachibana H, Kitamura N, Ito Y, et al. Management of the baseline shift using a new and simple method for respiratory-gated radiation therapy: Detectability and effectiveness of a flexible monitoring system. *Med Phys.* 2011;38(7):3971-80. doi:10.1118/1.3598434
 94. Hattel SH, Andersen PA, Wahlstedt IH, Damkjær S, Saini A, Thomsen JB. Evaluation of setup and intrafraction motion for surface guided whole-breast cancer radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(6):39-44. doi:10.1002/acm2.12599
 95. Xiao A, Crosby J, Malin M, et al. Single-institution report of setup margins of voluntary deep-inspiration breath-hold (DIBH) whole breast radiotherapy implemented with real-time surface imaging. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(4):205-13. doi:10.1002/acm2.12368
 96. Li G, Ballangrud Å, Kuo LC, et al. Motion monitoring for cranial frameless stereotactic radiosurgery using video-based three-dimensional optical surface imaging. *Med Phys.* 2011;38(7):3981-94. doi:10.1118/1.3596526
 97. Cerviño LI, Detorie N, Taylor M, et al. Initial clinical experience with a frameless and maskless stereotactic radiosurgery treatment. *Pract Radiat Oncol.* 2012;2(1):54-62. doi:10.1016/j.prro.2011.04.005
 98. Sánchez Rubio P, Rodríguez Romero R, Pinto Monedero M Martínez Ortega J. Experiencia inicial en el uso de SGRT junto con IGRT para posicionamiento y control intrafracción en tratamientos de Radiocirugía Estereotáxica (SRS). 7º Congreso Conjunto SEFM-SEPR. On Line. In: 2021. Accessed June 24, 2021. <https://plataforma.congresosefm-sepr.es/event/4/contributions/2201/>
 99. Pham NL, Reddy PV, Murphy JD, et al. Frameless, Real Time, Surface Imaging Guided Radiosurgery: Clinical Outcomes for Brain Metastases. *Int J Radiat Oncol.* 2015;93(3):E105. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.07.815
 100. Pan H, Cerviño LI, Pawlicki T, et al. Frameless, real-time, surface imaging-guided radiosurgery: Clinical outcomes for brain metastases. *Neurosurgery.* 2012;71(4):844-51. doi:10.1227/NEU.0b013e3182647ad5
 101. Soufi M, Arimura H. Surface-imaging-based patient positioning in radiation therapy. In: *Image-Based Computer-Assisted Radiation Therapy.* Springer Singapore; 2017:237-70. doi:10.1007/978-981-10-2945-5_10
 102. Zhao X, Lau SKM, Zakeri K, et al. Single Isocenter Frameless Volumetric Modulated Arc Radiosurgery for Multiple Intracranial Metastases. *Int J Radiat Oncol.* 2015;93(3):E92-3. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.07.782
 103. Pinto Monedero M, Rodríguez Romero R, Sánchez Rubio P, Martínez Ortega J et al. 7º Congreso Conjunto SEFM-SEPR. On Line (27 de mayo de 2021 - 4 de junio de 2021): Protocolo de posicionamiento y control de movimiento intrafracción mediante un sistema combinado de IGRT y SGRT en tratamientos de radiocirugía estereotáxica · Congresos S. Published 2021. Accessed June 24, 2021. <https://plataforma.congresosefmsepr.es/event/4/contributions/2214/>
 104. Rodríguez Romero R, Pinto Monedero M, Sánchez Rubio P, et al. Control de calidad de un sistema de guiado por

- superficie para tratamientos estereotáxicos. 7o Congreso Conjunto SEFM- SEPR. On Line. In: ; 2021. Accessed June 24, 2021. <https://plataforma.congresosefmsepr.es/event/4/contributions/2203/>
105. Du W, Gao S, Jiang W, Kudchadker RJ. Independent evaluation of the effectiveness of IsoCal in improving image center accuracy on Varian TrueBeam and Clinac machines. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(5):483-90. doi:10.1002/acm2.12402
 106. Hamming VC, Visser C, Batin E, et al. Evaluation of a 3D surface imaging system for deep inspiration breath-hold patient positioning and intra-fraction monitoring. *Radiat Oncol*. 2019;14(1). doi:10.1186/s13014-019-1329-6
 107. Carl G, Reitz D, Schönecker S, et al. Optical surface scanning for patient positioning in radiation therapy: A prospective analysis of 1902 fractions. *Technol Cancer Res Treat*. 2018;17:153303381880600. doi:10.1177/1533033818806002
 108. Haji G, Nabizade U, Kazimov K, Guliyeva N, Isayev I. Liver dose reduction by deep inspiration breath hold technique in right-sided breast irradiation. *Radiat Oncol J*. 2019;37(4):254-8. doi:10.3857/roj.2019.00206
 109. Fernández Letón P, Baños Capilla C, Gilabert JB, et al. Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT). *Rev Fis Med* 2017;18(2):77-142.
 110. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys*. Published online 2012. doi:10.1118/1.3690466
 111. Cerviño LI, Gupta S, Rose MA, Yashar C, Jiang SB. Using surface imaging and visual coaching to improve the reproducibility and stability of deep-inspiration breath hold for left-breast-cancer radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2009;54(22):6853-65. doi:10.1088/0031-9155/54/22/007
 112. Wiant D, Wentworth S, Liu H, Sintay B. How important is a reproducible breath hold for deep inspiration breath hold breast radiation therapy? *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2015;93(4):901-7. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.06.010
 113. Genesis Care. Deep Inspiration Breath Hold. Definitions. Published online 2020. doi:10.32388/n5htsi
 114. Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM, Fernández Letón P, García Ruiz-Zorrilla J, Miñambres Moro Á. Programa de garantía de calidad de un sistema de irradiación con control respiratorio basado en marcadores fiduciales externos e internos. *Rev Fis Med* 2011;12(3):169-86.
 115. Batin E, Depauw N, MacDonald S, Lu HM. Can surface imaging improve the patient setup for proton postmastectomy chest wall irradiation? *Pract Radiat Oncol*. 2016;6(6):e235-41. doi:10.1016/j.prr.2016.02.001
 116. Huang G, Medlam G, Lee J, et al. Error in the delivery of radiation therapy: Results of a quality assurance review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005;61(5):1590-5. doi:10.1016/j.ijrobp.2004.10.017
 117. Wiant DB, Verchick Q, Gates P, et al. A novel method for radiotherapy patient identification using surface imaging. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(2):271-8. doi:10.1120/jacmp.v17i2.6066
 118. Novak A, Nyflot MJ, Ermoian RP, et al. Targeting safety improvements through identification of incident origination and detection in a near-miss incident learning system. *Med Phys*. 2016;43(5):2053-62. doi:10.1118/1.4944739
 119. Lau SKM, Patel K, Kim T, et al. Clinical efficacy and safety of surface imaging guided radiosurgery (SIG-RS) in the treatment of benign skull base tumors. *J Neurooncol*. 2017;132(2):307-12. doi:10.1007/s11060-017-2370-7
 120. Zhao H, Williams N, Poppe M, et al. Comparison of surface guidance and target matching for image-guided accelerated partial breast irradiation (APBI). *Med Phys*. 2019;46(11):4717-24. doi:10.1002/mp.13816
 121. Gierga DP, Riboldi M, Turcotte JC, et al. Comparison of Target Registration Errors for Multiple Image-Guided Techniques in Accelerated Partial Breast Irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;70(4):1239-46. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.11.020
 122. Chang AJ, Zhao H, Wahab SH, et al. Video surface image guidance for external beam partial breast irradiation. *Pract Radiat Oncol*. 2012;2(2):97-105. doi:10.1016/j.prr.2011.06.013
 123. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*. 2006;33(10):3874-900. doi:10.1118/1.2349696
 124. Korreman SS. Motion in radiotherapy: Photon therapy. *Phys Med Biol*. 2012;57(23). doi:10.1088/0031-9155/57/23/R161
 125. Paganelli C, Whelan B, Peroni M, et al. MRI-guidance for motion management in external beam radiotherapy: Current status and future challenges. *Phys Med Biol*. 2018;63(22). doi:10.1088/1361-6560/aaebcf
 126. Schwarz M, Cattaneo GM, Marrazzo L. Geometrical and dosimetric uncertainties in hypofractionated radiotherapy of the lung: A review. *Phys Medica*. 2017;36:126-39. doi:10.1016/j.ejmp.2017.02.011
 127. Haraldsson A, Ceberg S, Crister C, Engelholm S, Bäck SÅJ, Engström PE. PO-0978 Accurate positioning with decreased treatment time using surface guided tomotherapy. *Radiat Oncol*. 2019;133:S534-5. doi:10.1016/s0167-8140(19)31398-2
 128. Padilla L, Havnen-Smith A, Cerviño L, Al-Hallaq HA. A survey of surface imaging use in radiation oncology in the United States. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(12):70-7. doi:10.1002/acm2.12762
 129. Crop F, Pasquier D, Baczkiewicz A, et al. Surface imaging, laser positioning or volumetric imaging for breast cancer with nodal involvement treated by helical TomoTherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(5):200-11. doi:10.1120/jacmp.v17i5.6041
 130. Walter F, Freisleder P, Belka C, Heinz C, Söhn M, Roeder F. Evaluation of daily patient positioning for radiotherapy with a commercial 3D surface-imaging system (Catalyst™). *Radiat Oncol*. 2016;11(1). doi:10.1186/s13014-016-0728-1
 131. Heinzerling JH, Hampton CJ, Robinson M, et al. Use of surface-guided radiation therapy in combination with IGRT for setup and intrafraction motion monitoring during stereotactic body radiation therapy treatments of the lung and abdomen. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(5):48-55. doi:10.1002/acm2.12852

132. Heinzerling JH, Hampton CJ, Robinson M, et al. Surface-Guided Radiation Therapy (SGRT) during Stereotactic Body Radiation Therapy Treatments (SBRT) of the Lung: Dosimetric Implications of Intrafraction Motion. *Int J Radiat Oncol.* 2019;105(1):E730. doi:10.1016/j.ijrobp.2019.06.819
133. Ricotti R, Ciardo D, Fattori G, et al. Intra-fraction respiratory motion and baseline drift during breast Helical Tomotherapy. *Radiother Oncol.* 2017;122(1):79-86. doi:10.1016/j.radonc.2016.07.019
134. Paravati AJ, Manger R, Nguyen JD, Olivares S, Kim GY, Murphy KT. Initial clinical experience with surface image guided (SIG) radiosurgery for trigeminal neuralgia. *Transl Cancer Res.* 2014;3(4):333-7. doi:10.3978/j.issn.2218-676X.2014.07.03
135. Mancosu P, Fogliata A, Stravato A, Tomatis S, Cozzi L, Scorsetti M. Accuracy evaluation of the optical surface monitoring system on EDGE linear accelerator in a phantom study. *Med Dosim.* 2016;41(2):173-9. doi:10.1016/j.meddos.2015.12.003
136. Jiang SB, Pope C, Al Jarrah KM, Kung JH, Bortfeld T, Chen GTY. An experimental investigation on intra-fractional organ motion effects in lung IMRT treatments. *Phys Med Biol.* 2003;48(12):1773-84. doi:10.1088/0031-9155/48/12/307
137. Shiinoki T, Kawamura S, Uehara T, et al. Quality Assurance for Respiratory-Gated Radiotherapy Using the Real-Time Tumor-Tracking Radiotherapy System. *Int J Med Physics, Clin Eng Radiat Oncol.* 2014;03(03):125-32. doi:10.4236/ijmpcero.2014.33018
138. Fledelius W, Keall PJ, Cho B, et al. Tracking latency in image-based dynamic MLC tracking with direct image access. *Acta Oncol (Madr).* 2011;50(6):952-9. doi:10.3109/0284186X.2011.581693
139. Jin JY, Yin FF. Time delay measurement for linac based treatment delivery in synchronized respiratory gating radiotherapy. *Med Phys.* 2005;32(5):1293-6. doi:10.1118/1.1896452
140. Smith WL, Becker N. Time delays and margins in gated radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2009;10(3):140-54. doi:10.1120/jacmp.v10i3.2896
141. Chang Z, Liu T, Cai J, Chen Q, Wang Z, Yin F. SU-E-T-123: Evaluation of Integrated Gating Systems on a Novalis Tx System Using Quantitative Motion Tracking Analyses and Efficient Time-Delay Measurements. In: *Medical Physics.* Vol 38. ; 2011:3514. doi:10.1118/1.3612074
142. Freislederer P, Reiner M, Hoischen W, et al. Characteristics of gated treatment using an optical surface imaging and gating system on an Elekta linac. *Radiat Oncol.* 2015;10(1). doi:10.1186/s13014-015-0376-x
143. Chen L, Bai S, Li G, et al. Accuracy of real-time respiratory motion tracking and time delay of gating radiotherapy based on optical surface imaging technique. *Radiat Oncol.* 2020;15(1). doi:10.1186/s13014-020-01611-6

VersaHD.

Powered by high definition dynamic radiosurgery.

Versa HD™ with Monaco® gives you the clinical flexibility of high definition dynamic radiosurgery (HDRS) and conventional RT in a single platform. HDRS means you can deliver stereotactic treatments within standard RT time slots, regardless of anatomy or complexity. And, with advanced image guidance tools and up to 5x less transmission to non-targeted regions, you have assurance of end-to-end precision.

Discover how Versa HD can help you meet operational efficiencies while achieving better outcomes for patients.

elekta.com/VersaHD



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 Elekta