

Análisis estadístico local de la SGRT para tratamientos de mama. Decisiones basadas en la experiencia

Local statistical analysis of the SGRT for breast treatments. Decisions based on experience

Fernando Pizarro Trigo*, **María Luisa Martín Albina**, **Juan Morillas Ruiz**, **Lara Núñez Martínez**, **Javier Sánchez Jiménez**

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Burgos, Burgos.

Fecha de Recepción: 13/04/2023 - Fecha de Aceptación: 19/04/2024

El posicionamiento del paciente en Radioterapia (RT) se ha basado durante mucho tiempo en la imagen radiológica. La RT guiada por superficie (SGRT, siglas en inglés) se ha implementado en nuestro Servicio comparándola con la imagen radiológica. Como herramienta de comparación de dichas técnicas se ha llevado a cabo un análisis estadístico con datos basados en nuestra experiencia. Una consecuencia de este estudio es el establecimiento de los márgenes de posicionamiento en SGRT para tratamientos de mama en respiración libre o con técnica de inspiración mantenida (DIBH, siglas en inglés). Además, se analiza bajo qué condiciones la información obtenida con la SGRT podría resultar suficiente para el posicionamiento y la monitorización de pacientes de mama, lo que supondría una reducción importante del uso de la imagen radiológica.

Palabras clave: SGRT, IGRT, márgenes de posicionamiento, DIBH.

The patient treatment setup is based on radiologic images and this technique has been considered as the reference one for a long time. The patient setup based on Surface Guided Radiotherapy has been implemented in our department comparing this technique with the radiologic technique. The aim of this study is to do a statistical analysis that allows us to compare both techniques and, as a result, to establish our local setup margins in free breathing treatments as well as in DIBH breast treatments. Afterwards, the circumstances under which the surface information could be enough to reduce radiologic images in breast treatment setups have been studied.

Key words: SGRT, IGRT, SETUP MARGINS, DIBH.

Introducción

La RT guiada por imagen (IGRT siglas en inglés) ha sido desde hace tiempo la técnica estándar para llevar a cabo un correcto posicionamiento del paciente antes de la impartición del tratamiento.¹ Por otro lado, para los tratamientos de mama, la RT guiada por superficie (SGRT, siglas en inglés) ha mostrado tener beneficios en el posicionamiento del paciente, su monitorización durante el tratamiento y la detección de los cambios anatómicos a lo largo del mismo.² En nuestro Servicio se ha implantado la SGRT realizándose un estudio comparativo que confronte la información que aporta la SGRT con aquella que tenemos de referencia, la

imagen radiológica. Estudios pioneros³ han realizado comparaciones semejantes que mostraron correlación entre las dos técnicas, obteniendo, también, diferencias entre ellas en el posicionamiento para las traslaciones vertical, longitudinal y lateral de 9.2 mm, 8.3 mm y 10.9 mm, respectivamente. Por otro lado, los umbrales o ventanas utilizados en el software asociado a la SGRT, que representan los límites de las desviaciones con respecto a la superficie de referencia del paciente, presentan unos valores por defecto que, en general, habrá que adecuarlos para las diferentes traslaciones y localizaciones donde la SGRT se utilice. Por tanto, nuestro estudio se justifica no sólo a modo de validación de la técnica en nuestro Servicio, sino también porque los

*Correspondencia: fpizarrot@saludcastillayleon.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.001>

resultados de este estudio, entre ellos dichos umbrales, se implantarían en la práctica diaria. Por ello, nos parecía necesario obtenerlos en modo local, es decir, con las peculiaridades de nuestro Servicio en cuanto a medios materiales, técnicos y humanos. En este trabajo se resumen los hallazgos de dicho estudio aplicado a los tratamientos de mama, entre ellos, los relativos al establecimiento de los umbrales o márgenes en SGRT para tratamientos de mama en respiración libre o con técnica de inspiración mantenida (DIBH, siglas en inglés). Además, se analiza bajo qué condiciones la información obtenida con la SGRT podría resultar suficiente para el posicionamiento y la monitorización de pacientes de mama, lo que supondría una reducción importante del uso de la imagen radiológica.

Materiales y método

El sistema de imagen de superficie utilizado (VisionRT Ltd.) se basa en tres cámaras 3D HD, cada una de ellas puede proyectar un patrón en el paciente de modo que se puede adquirir una imagen tridimensional de su superficie. El sistema cuenta con un software (AlignRT® Advance) que permite comparar la superficie generada a partir del TC de simulación con la imagen tridimensional de superficie adquirida en la unidad de tratamiento y muestra las diferencias encontradas en forma de desplazamientos en traslaciones y giros en rotaciones.⁴ Para tratamientos con DIBH, el sistema también cuenta con un sistema de monitorización respiratoria denominada Real Time Coaching (RTC) que permite al paciente saber cuándo se encuentra en el grado apropiado de inspiración para la impartición del tratamiento. Esta última versión también cuenta con un sistema de vídeo que muestra el contorno de la superficie de referencia sobrepuesto en la imagen en vivo del paciente sobre la mesa de tratamiento. Esta herramienta se muestra muy útil en

el posicionamiento, en particular en la colocación de la cabeza y las extremidades del paciente. Para la imagen radiológica contamos con el sistema de imagen portal AS1000 de Varian Medical Systems que, junto al software de imagen OBI, ofrecen una precisión de 1 mm en su análisis en tiempo real (“on line”).

Posicionamiento y flujo de trabajo general

Para el setup de un tratamiento de mama con técnica en respiración libre, colocamos al paciente con la ayuda del sistema de vídeo de modo que el contorno de su superficie encaje en la imagen proyectada sobre una pantalla de la sala de tratamiento. Seguidamente se monitoriza en tiempo real la superficie del paciente y se compara con la superficie procedente del simulador a través de una región de interés (ROI, siglas en inglés) que indica una porción de superficie cuya correlación con la región de tratamiento debería ser muy buena. Por esta razón se procura que la ROI cubra la mama y, en caso de tener áreas ganglionares, que dicha ROI se extienda ligeramente hacia la posición de dichas áreas (Fig. 1).

En el caso del tratamiento con DIBH se cuenta con dos TC de simulación, uno en respiración libre y otro en inspiración mantenida. Con estas imágenes generaremos las respectivas superficies que exportaremos al sistema SGRT y que se podrán visualizar durante el posicionamiento. En la mesa de tratamiento se coloca la pantalla RTC en una posición adecuada para que el paciente pueda visualizar su ciclo respiratorio durante el tratamiento y de forma que no colisione con el gantry. Seguidamente, y como en el caso anterior, se realiza el posicionamiento con la superficie generada en el TC en respiración libre corrigiendo hasta que el sistema indique que se ha alcanzado la posición correcta. Tras esto, se sustituye en el software de SGRT la imagen de la superficie en respiración libre

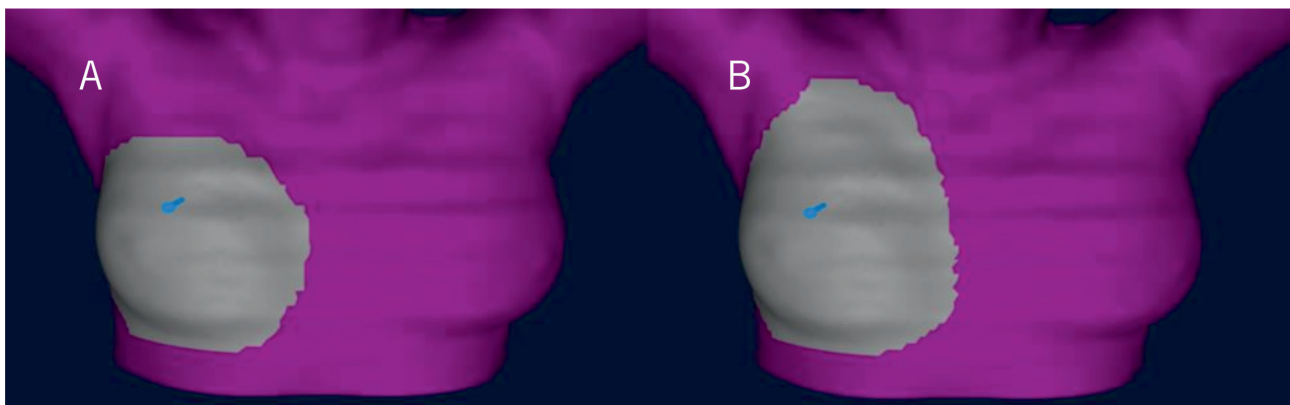


Fig. 1. Región de Interés (ROI) para mama simple (A) y para mama con áreas supraclaviculares (B). En la figura B la ROI se extiende ligeramente desde la mama hacia la zona supraclavicular.

por la imagen de superficie de DIBH y se le pide al paciente que tome aire hasta que su superficie en inspiración encaje con la generada en el TC; la pantalla RTC indicará al paciente que ha alcanzado el grado de inspiración correcto y le ayudará a mantenerlo. Por último, se le pide a la paciente que vuelva a posición de respiración libre comprobando, con la superficie en libre, que tras una inspiración ha vuelto correctamente a la posición de reposo sin moverse ni girarse; con ello nos aseguramos que entre las diferentes apneas del tratamiento la paciente puede reproducir la posición en DIBH de manera correcta. Por decisión médica, la DIBH se aplica en nuestro Servicio a mamas izquierdas sin áreas ganglionares, por ello, la ROI se limitará a este volumen.

El software expresa en milímetros (mm) las diferencias con las posiciones planificadas para traslaciones y en grados para rotaciones que, en el caso del posicionamiento correcto, deberían estar dentro de unos determinados umbrales (el software tiene por defecto ± 3 mm para traslaciones y 3° para rotaciones independientemente de la localización y de la técnica de tratamiento; nuestros umbrales definitivos para traslaciones se especifican más adelante y se diferencian según la técnica elegida).

Diseño estadístico

Tras el posicionamiento del paciente, se realizan dos imágenes radiológicas con energía de megavoltaje. Una con el giro de gantry correspondiente a un campo tangencial interno, y el segundo con giro de gantry a 0° . Aunque no son imágenes ortogonales, el software de imagen permite realizar una comparación con las imágenes reconstruidas por el Sistema de Planificación de Tratamientos (SPT) en las mismas proyecciones, de modo que el Oncólogo Radioterápico pueda establecer las traslaciones pertinentes en todas las direcciones del espacio (comparación denominada 2D-2D). Para ello utilizamos en las imágenes un filtro para tejido blando, de este modo la comparación se basa más en el volumen de tratamiento que en referencias óseas. En el momento de la adquisición de las imágenes radiológicas, se toma una lectura del sistema de superficie sobre la traslación vertical (VRT), longitudinal (LNG) y lateral (LAT). Con estos datos se realiza un estudio descriptivo de las traslaciones que sugiere la IGRT y de las que sugiere la SGRT, obteniéndose un tamaño de la muestra $n = 267$ para los tratamientos en respiración libre. En el caso de la DIBH, se toman la misma terna de valores cuando el paciente se encuentra en inspiración profunda, tanto de imagen radiológica como de superficie. Para sincronizar el disparo de la imagen

radiológica con la superficie en DIBH, nos ayudamos del software de SGRT y del dispositivo RTC que ayuda al paciente a alcanzar el grado de inspiración idóneo. El tamaño de la muestra fue de $n = 110$. Este estudio no analiza los giros ya que el software de análisis de imagen radiológica no ofrece información de todos los giros posibles (cabeceo, balanceo y rotación) mediante una comparación 2D-2D.

Con el objeto de estudiar las relaciones entre los dos conjuntos de valores, se realiza un análisis de frecuencia de las diferencias entre la SGRT y la IGRT para cada una de las traslaciones y un estudio de correlación bilateral basado en el parámetro de Pearson.⁵ Para este estudio estadístico se utilizó el software SPSS v15.

Márgenes de posicionamiento; umbrales en SGRT

La idea asociada a los márgenes de posicionamiento tiene que ver con la determinación de un intervalo dentro del cual se encontrará, con mayor o menor probabilidad, el correcto posicionamiento. Si el volumen a tratar se correlaciona con la superficie, los desplazamientos realizados por el oncólogo en la comparación 2D-2D deberían estar en sintonía con los desplazamientos que sugiere el sistema de superficie.

Del mismo modo que las tolerancias e incertidumbres en el sistema de imagen generan márgenes donde esperamos encontrar con una alta probabilidad el valor verdadero del desplazamiento para el correcto posicionamiento del paciente, también en la imagen por superficie se han de establecer unos márgenes o umbrales que aseguren que el posicionamiento es correcto con una alta probabilidad. Consideraremos como alta probabilidad un valor del 95% o superior, por tanto, los márgenes serán aquellos límites que se correspondan con un intervalo de confianza del 95% calculado a partir de las distribuciones de frecuencia de los diferentes desplazamientos (vertical, longitudinal y lateral). El teorema del límite central establece que, para un tamaño grande de la muestra, la distribución de la media es aproximadamente normal, de hecho, mientras la media y la varianza existan, la distribución de muestreo de la media se encontrará aproximada por una distribución normal,⁵ por tanto, se utilizará un factor de cobertura $k = 1.96$ para obtener el intervalo de confianza del 95% como corresponde a una distribución normal.⁵ A modo de comprobación, los márgenes así obtenidos se compararon con los intervalos que se obtendrían a partir de los errores sistemáticos y aleatorios obtenidos de las mismas distribuciones según la ecuación de Van Herk⁶ que otros autores³ utilizan para este mismo propósito.

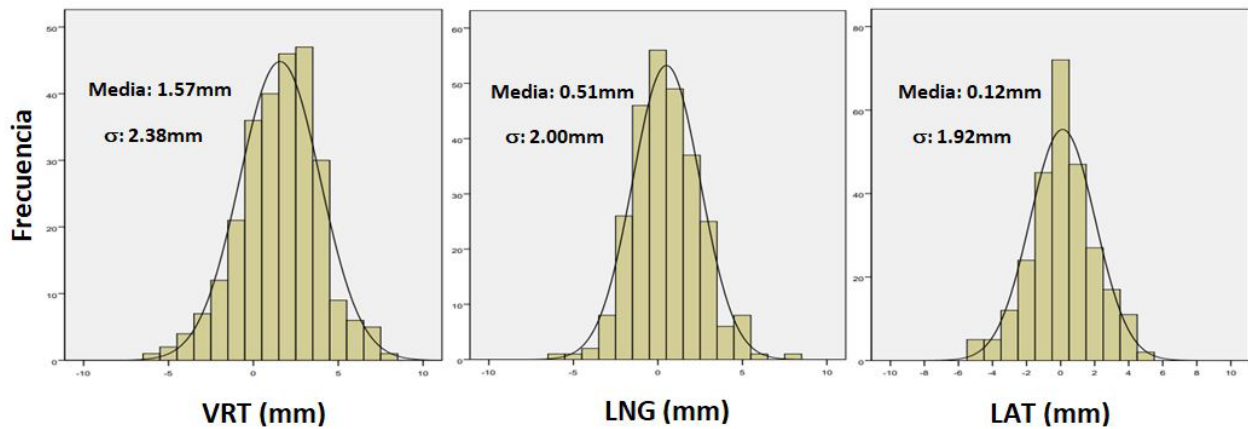


Fig. 2. Distribuciones de frecuencia de las diferencias entre SGRT e IGRT en las direcciones vertical (VRT), longitudinal (LNG) y lateral (LAT) para tratamientos de respiración libre. La desviación típica está representada por σ .

Resultados

Análisis de frecuencia y correlaciones

Con el fin de simplificar la comparación entre las traslaciones que sugieren los sistemas SGRT e IGRT se decidió analizar la frecuencia del valor de la diferencia entre ambos métodos en las diferentes traslaciones. De este modo tendremos por cada traslación una distribución de frecuencias centrada alrededor del cero. El valor cero en la diferencia sería la situación ideal en la que la SGRT y la IGRT coincidirían en la población de origen.

En las Figuras 2 y 3 se muestran las distribuciones de frecuencia de las diferencias entre los valores de SGRT y el desplazamiento que observa el Oncólogo Radioterápico tras la comparación de las imágenes

radiológicas en las tres traslaciones, para respiración libre y para DIBH, respectivamente. En la tabla 1 se detallan los valores de las medias y desviaciones típicas (σ) de estas distribuciones para el tratamiento en respiración libre. En la tabla 2 se muestran los valores medios y las desviaciones típicas de las distribuciones correspondientes a la técnica DIBH.

Si denominamos R al vector desplazamiento con coordenadas (LAT, VRT, LNG), en la Fig. 4 se muestra cómo se distribuyen las diferencias de los módulos de dicho vector entre SGRT e IGRT para el tratamiento en respiración libre y para DIBH. En la tabla 3 se muestran las medias y desviaciones típicas de las distribuciones de las diferencias en módulo de R entre SGRT e IGRT para la técnica en respiración libre y la DIBH.

Se encontraron correlaciones de Pearson bilaterales estadísticamente significativas para cada una de las traslaciones obtenidas con cada método en la técnica

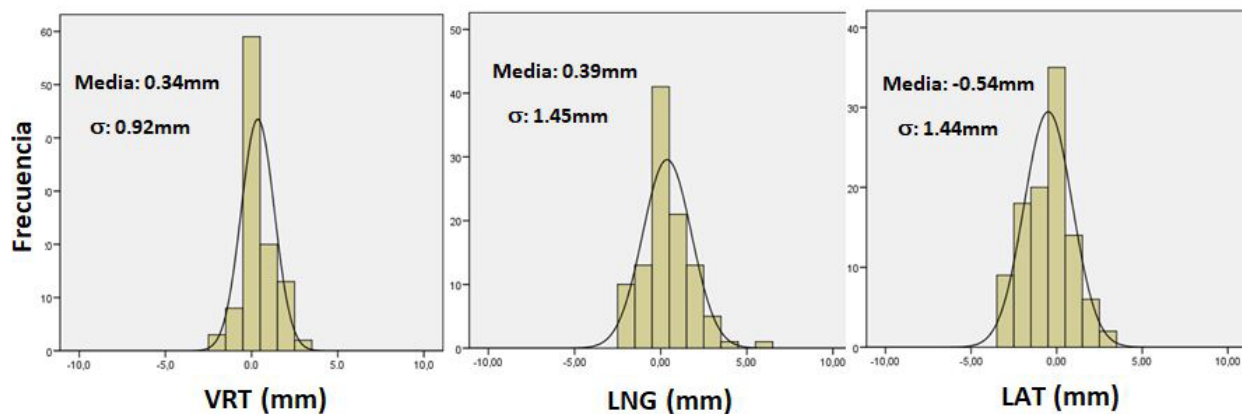


Fig. 3. Distribuciones de frecuencia de las diferencias entre SGRT e IGRT en las direcciones vertical (VRT), longitudinal (LNG) y lateral (LAT) para tratamientos de DIBH. La desviación típica está representada por σ .

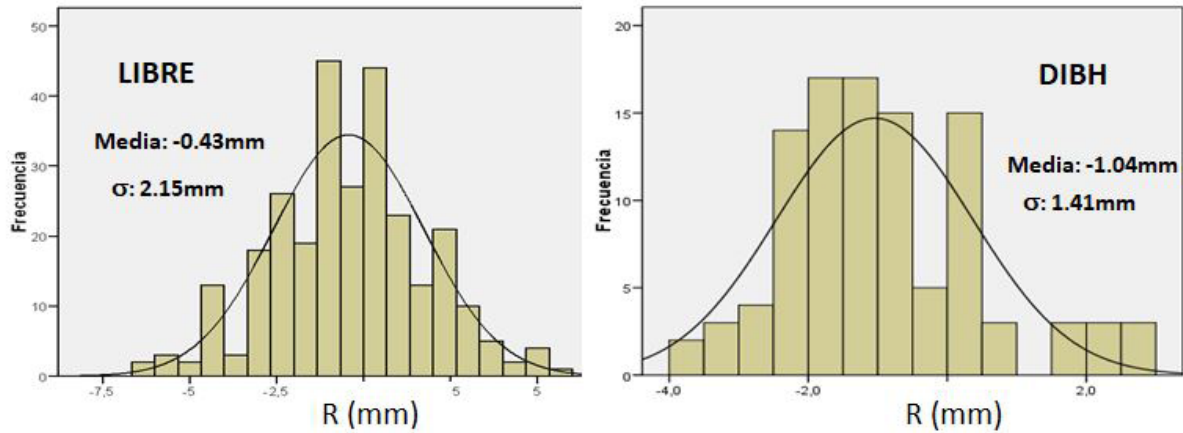


Fig. 4. Distribuciones de las diferencias entre SGRT e IGRT para el vector desplazamiento en técnica LIBRE y en DIBH. La desviación típica está representada por σ .

Tabla 1. Valores de las medias y desviaciones típicas de las distribuciones correspondientes a tratamientos de respiración libre.

Tamaño de la muestra: N = 267	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)
MEDIA (mm)	1.57	0.51	0.12
DESVIACIÓN TÍPICA (mm)	2.38	2.00	1.92

Tabla 2. Valores medios y desviaciones típicas de las distribuciones correspondientes a la técnica DIBH.

Tamaño de la muestra: N = 110	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)
MEDIA (mm)	0.34	0.39	-0.54
DESVIACIÓN TÍPICA (mm)	0.92	1.45	1.44

Tabla 3. Medias y desviaciones típicas correspondientes a la distribución del vector desplazamiento para tratamientos en respiración libre y en DIBH.

	LIBRE	DIBH
MEDIA (mm)	-0.43	-1.04
DESVIACIÓN TÍPICA (mm)	2.15	1.41

Tabla 4. Valores del parámetro de correlación bilateral de Pearson, r , entre IGRT y SGRT, para las distintas traslaciones en tratamientos en respiración libre. También se incluye el grado de significación, p . La aplicación SPSS indica que la correlación fue significativa al nivel 0.01.

	VRT	LNG	LAT
r	0.32	0.44	0.52
p	< 0.01		

ca en respiración libre. En la tabla 4 se muestran los resultados obtenidos del parámetro de correlación, r y

el grado de significación, p . Como mostró la aplicación SPSS, la correlación fue significativa al nivel 0.01. Se muestra que la mejor correlación se obtiene para el

Tabla 5. Parámetros estadísticos de los valores observados en respiración libre de las diferentes traslaciones según la SGRT. Los valores del intervalo del 95% para cada traslación son del mismo orden que el "Setup margin" calculado a partir del error sistemático y aleatorio utilizando la ecuación de Van Herk.

	Media	Desv. Típica	Intervalo 95%	Σ	σ	Margen Setup
VRT(mm)	1.99	2.18	4.27	1.11	2.11	3.98
LNG(mm)	-0.44	1.71	3.30	0.71	1.63	2.91
LAT(mm)	0.07	1.71	3.34	0.91	1.49	3.31

Tabla 6. Parámetros estadísticos de los valores observados en DIBH de las diferentes traslaciones según la SGRT. Los valores del intervalo del 95% para cada traslación prácticamente coinciden con el “Setup margin” calculado a partir del error sistemático y aleatorio utilizando la ecuación de Van Herk.

	Media	Desv. Típica	Intervalo 95%	Σ	σ	Margen Setup
VRT(mm)	-0.16	0.83	1.63	0.46	0.71	1.64
LNG(mm)	-0.32	1.32	2.62	0.77	1.10	2.69
LAT(mm)	0.04	1.41	2.77	0.63	1.36	2.52

desplazamiento lateral. En la DIBH no se encontró una correlación estadísticamente significativa.

Umbral local para SGRT

En la tabla 5 se muestran, en mm, los valores medios, las desviaciones típicas y los intervalos de confianza al 95% (factor de cobertura $k = 1.96$ para la aproximación normal) de las distribuciones de frecuencia de los distintos desplazamientos obtenidos con SGRT para el tratamiento con respiración libre. En esta tabla también se muestran los errores sistemáticos y aleatorios de las medidas que participan en la ecuación de Van Herk y que Padilla et al.³ denominan “setup margin” según la expresión:

$$\text{Setup margin} = 2.5 \cdot \Sigma + 0.7 \cdot \sigma \quad (1)$$

Donde Σ es el error sistemático y σ es el error aleatorio.

En la tabla 6 se muestra la misma información que la mostrada en la tabla 5 pero para tratamientos DIBH.

Discusión

Análisis de frecuencias y correlaciones

Los resultados del análisis de frecuencias indican que la diferencia entre SGRT e IGRT es menor en la dirección LAT para la técnica en respiración libre. Por otro lado, las correlaciones que se muestran en la tabla 4 son del mismo orden que las encontradas por Padilla et al.³ donde reportaron valores de r de 0.49, 0.14 y 0.66 para VRT, LNG y LAT, respectivamente. Comparando estos valores con los mostrados en la tabla 4, observamos que en ambos estudios la variable mejor correlacionada es la dirección LAT. Este resultado se justifica, en tratamientos de respiración libre, observando que LAT es la dirección menos afectada por el movimiento respiratorio que ocurre, básicamente, en

las direcciones VRT y LNG. Para la DIBH, tabla 2, la traslación que mejor acuerdo encuentra entre SGRT e IGRT es la VRT. Por otro lado, las desviaciones típicas de todas las traslaciones en esta técnica son mejores que las encontradas en técnica de respiración libre. De hecho, esta pequeña dispersión de las diferencias encontradas entre la imagen de superficie y la imagen radiológica (del mismo orden que la precisión de los equipos) puede ser la causa de que no hayamos encontrado una correlación estadísticamente significativa en la DIBH.

Reducción del número de imágenes radiológicas

En el análisis de la imagen radiológica (matching) tenemos dos fuentes de incertidumbre, una debida al observador y otra al equipo de medida. El fabricante del equipo de imagen portal indica que la incertidumbre en la medida de una distancia en el monitor es del orden de 0.5 mm ($\text{máx}\{0.1 \text{ mm} \pm \sqrt{2}(\text{screen pixel size [mm]})\}$). Por otro lado, en un estudio de coincidencia interobservador en el registro entre imagen reconstruida e imagen portal para el posicionamiento de tratamientos de mama, se encontraron desviaciones interobservador menores que 2 mm en el 92% de los casos;⁷ basándonos en este dato, consideremos, de manera favorable, que la tolerancia debida al observador es de 1 mm. De

Tabla 7. Márgenes derivados de este estudio para respiración libre y para DIBH. MAG se corresponde con la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las diferentes traslaciones.

	RESPIRACIÓN LIBRE (mm)	TÉCNICA DIBH (mm)
VRT =	±4	±2
LNG =	±3	±3
LAT =	±3	±3
MAG =	±6	±5

este modo, podemos establecer una tolerancia expandida que defina un límite superior de variación en una traslación de la que estemos seguros que, una vez sobrepasado este límite, permite asegurar razonablemente que se está en presencia de un desplazamiento real sobre el que se tiene que tomar una decisión. Esta tolerancia expandida⁸ se calcula en metrología como la tolerancia más dos veces el valor de la incertidumbre, es decir, 2 mm (1 mm + 2 · 0.5 mm). Este valor se entiende como la cantidad que, de alcanzarse, no debe atribuirse a la incertidumbre interobservador ni a la incertidumbre asociada al equipo.

La intención médica en nuestro Servicio respecto al uso de la SGRT no consiste en la sustitución total de una técnica por otra en el posicionamiento del paciente, más bien, una convivencia mínima complementaria donde se asegure que se pueden aplicar los resultados de este estudio al paciente que inicia tratamiento. En caso afirmativo se podría disminuir el número de imágenes radiológicas utilizadas a lo largo de un tratamiento de mama. Esta intención parece razonable si se considera que las correlaciones entre la imagen radiológica y la superficie son muy dependientes de las diferentes relaciones volúmenes-superficies que nos podemos encontrar en los tratamientos de mama. Existen volúmenes profundos en algunas mamas cuya correlación con la superficie puede no ser buena; casos como mamas péndulas, prótesis, áreas ganglionares profundas como mamas internas, etc. Esto es equivalente a preguntarse si a cualquier paciente que inicia tratamiento se le pueden aplicar los resultados obtenidos en este estudio. O bien, ¿cuántas sesiones tendrían que convivir imagen radiológica y superficie en un tratamiento que empieza para saber si podemos aplicar la correlación de este estudio y así reducir el número de imágenes radiológicas? Si, como se vio anteriormente, la tolerancia expandida para el análisis de la imagen radiológica es de, al menos, 2 mm en cada dirección del espacio, lo que supone 3.5 mm en el valor del módulo de R, se nos plantea estudiar cuál debe ser el tamaño de una muestra (formada por las sesiones de un paciente) para que la media de las diferencias de los módulos del vector desplazamiento R entre SGRT e IGRT se encuentre dentro de un intervalo igual o menor a 3.5 mm, con un intervalo de confianza del 95%. Para ello hacemos uso de una ecuación derivada de la Desigualdad de Tchebysheff y de la Ley de los Grandes Números⁵ que relaciona el tamaño de una muestra, n , la desviación típica de la distribución de frecuencias, σ , el grado de error, α , que asumimos con el nivel de confianza elegido, y el valor de la diferencia de módulos, ε . Esta ecuación es:

$$n = \frac{\sigma^2}{\alpha \cdot \varepsilon^2} \quad (2)$$

Donde $\alpha = 0.05$, $\varepsilon = 3.5$ mm y $\sigma = 2.15$ mm para la técnica en respiración libre y $\sigma = 1.41$ mm para la DIBH, según se observa en la tabla 3. Con estos datos obtenemos que, para respiración libre, se necesitarían aproximadamente 7 imágenes radiológicas para establecer la relación entre SGRT e IGRT, mientras que para la DIBH serían suficientes 4 imágenes.

Umbral para la SGRT

En el estudio de los márgenes de posicionamiento, tanto en respiración libre (tabla 5) como en DIBH (tabla 6) observamos que los valores del intervalo de confianza del 95% tienen un acuerdo muy bueno con los valores obtenidos a partir la expresión de Van Herk. Este acuerdo es mayor en DIBH, donde los valores entre ambos métodos prácticamente coinciden. Estos resultados obtenidos para respiración libre mejoran alrededor de 5 mm en todas las traslaciones a los encontrados por Padilla et al.³ La razón para esta mejora radica, como ellos también mencionan, en que alinean la imagen radiológica basándose en estructuras óseas en lugar de hacerlo al volumen mamario. Por otro lado, Hamming et al.⁹ obtienen para DIBH valores en errores sistemáticos y aleatorios que difieren de los aquí obtenidos (tabla 6) en menos de 1 mm para todas las direcciones ortogonales. Además, concluyen que con SGRT los pacientes se pueden posicionar con este sistema de modo que los errores de posición estén dentro de 5 mm, valor igual al obtenido en este estudio. Estos valores pueden utilizarse para establecer los umbrales de desplazamiento en la aplicación de SGRT de las diferentes traslaciones. En la tabla 7 mostramos los umbrales derivados de nuestro estudio redondeando al milímetro. Donde MAG se calcula como la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los umbrales de las traslaciones. Esta tabla no tiene en cuenta otras incertidumbres que podrían hacer aumentar dichos márgenes, entre ellas, la incertidumbre en el isocentro del equipo que afectaría a la imagen radiológica.

Para observar si existe coherencia entre los diferentes resultados obtenidos, podemos comparar los márgenes de la tabla anterior con las diferencias esperadas que se calcularían a partir del número de imágenes mínimas derivado de la ecuación (2) para cada técnica. Para ello sustituimos los resultados de n en la ecuación (2) con el fin de obtener la diferencia asumible ε en la traslación con menos dispersión para cada técnica. Así, para la técnica de respiración libre, la traslación con menos dispersión es LAT ($\sigma = 1.92$ mm, tabla 1), despejando ε en (2) y sustituyendo los valores con $n = 7$, tendremos que $\varepsilon = 3.24$ mm. Para la técnica DIBH, el resultado para su traslación con menos dispersión, VRT ($\sigma = 0.92$ mm en tabla 2), con

$n = 4$, sería $\varepsilon = 2.05$ mm. Redondeando al milímetro, estos valores coincidirían con los márgenes establecidos en la tabla 7 y es lo que esperaríamos que se cumpliera cada vez que se comparen SGRT e IGRT en cada tratamiento que comienza. En caso negativo se tendría que ampliar la muestra en el tratamiento que comienza y la reducción de imágenes radiológicas sería menor.

Conclusiones

El estudio combinado de la SGRT e IGRT en nuestro hospital indica una correlación significativa entre ambos métodos para la técnica en respiración libre, siendo la dirección LAT la que menos dispersión presenta, por tanto, la más fiable en la comparación entre dichas técnicas. Para la técnica DIBH, la dirección VRT ha sido la que menos dispersión presenta.

Este estudio nos ha ayudado a establecer umbrales aplicables a SGRT para nuestra institución, aunque convendría que estos umbrales fuesen revisables a partir de la toma de nuevas muestras que tuvieran en cuenta nuestro avance en la curva de aprendizaje y la implantación de nuevos progresos técnicos en la SGRT.

Las correlaciones entre la SGRT y la IGRT permiten reducir el número de imágenes radiológicas lo que supone un beneficio dosimétrico para el paciente y la optimización de tiempo y recursos para el Servicio de Radioterapia.

Agradecimientos

Este trabajo no se podría haber realizado sin la participación de nuestros Técnicos de Radioterapia que, desde el control de máquinas, tomaron muchos de los datos que forman parte de la muestra de este estudio.

Conflicto de interés

Los autores declaran que no existe conflicto de interés en la realización de este estudio.

Referencias

1. Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, Lu W, Wu C, Olivera G, et al. Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol* 2003;56(1):89–105. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(03\)00090-7](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0360-3016(03)00090-7).
2. Penninkhof J, Fremeijer K, Offereins-van Harten K, van Wanrooij C, Quint S, Kunnen B, Hoffmans-Holtzer N, Swaak A, Baaijens M, Dirx M. Evaluation of image-guided and surface-guided radiotherapy for breast cancer patients treated in deep inspiration breath-hold: A single institution experience. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol* 2022;21:51–57. <https://doi.org/10.1016/j.tipsro.2022.02.001>.
3. Padilla L, Kang H, Washington M, Hasan Y, Chmura SJ, Al-Hallaq H. Assessment of interfractional variation of the breast surface following conventional patient positioning for whole-breast radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15(5):177–89. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i5.4921>.
4. Al-Hallaq HA, Cerviño L, Gutierrez AN, Havnen-Smith A, Higgins SA, Kügele M, et al. AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. *Med Phys* 2022;49(4):e82–112. <https://doi.org/10.1002/mp.15532>.
5. Canavos GC. Probabilidad y Estadística: Aplicaciones y Métodos. 1a ed.1a. reimp. Madrid: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA; 2003.
6. Van Herk M. Errors and Margins in Radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14(1):52–64. <https://doi.org/10.1053/j.semradonc.2003.10.003>.
7. Jerezczek-Fossa BA, Santoro L, Colangione SP, Morselli L, Fodor CI, Vischioni B, et al. Electronic portal imaging registration in breast cancer radiotherapy verification: analysis of inter-observer agreement among different categories of health practitioners. *Neoplasma* 2013;60(3):302–8. https://doi.org/10.4149/neo_2013_040.
8. Uncertainty of measurement-Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995) ISO/IEC GUIDE 98-3:2008(E).
9. Hamming VC, Visser C, Batin E, McDermott LN, Busz DM, Both S, Langendijk JA, Sijtsema NM. Evaluation of a 3D surface imaging system for deep inspiration breath-hold patient positioning and intra-fraction monitoring. *Rad Oncol* 2019;14(1). <https://doi.org/10.1186/s13014-019-1329-6>.

ClearCheck ya es compatible con prácticamente cualquier TPS del mercado

Experimente una calidad de plan de tratamiento y eficiencia inigualables con ClearCheck®. ClearCheck es la solución que ha revolucionado los planes de tratamiento con automatización de las comprobaciones en profundidad, comparaciones rápidas de planes y documentación en tiempo real.

ClearCheck ahora se puede ejecutar como aplicación autónoma en más TPS, incluyendo los MR LINAC y los sistemas adaptativos.

Aplicación autónoma DICOM

- Neutral con respecto a las marcas de TPS

Compatibilidad de planes



✓ Fotones



✓ Electrones



✓ Braquiterapia



✓ Protones

Compatibilidad TPS

✓ RayStation®

✓ Monaco®

✓ Pinnacle®

✓ Ethos™

✓ Eclipse™

✓ Brainlab®

✓ Tomotherapy®

✓ MRIdian®

*Algunas funciones podrían estar limitadas

- Extensa funcionalidad: acelere las evaluaciones y documentación de planes y mejore la seguridad del paciente.

- ✓ Más de 50 comprobaciones de planes.
- ✓ Generación de informes en un solo clic.
- ✓ Análisis BED/EQD2.
- ✓ Módulo de comprobación de colisiones.
- ✓ Comparación de planes.
- ✓ Comprobación de estructuras.
- ✓ Suma de planes.



Distribuido en España por