

Rastreo del movimiento respiratorio por medio de un sistema óptico

Tracking of respiratory movement by means of an optical system

Benigno Barbés Fernández^{1*}, Tomás Muñoz Santoro², Javier Burguete Mas²

¹ Clínica Universidad de Navarra.

² Universidad de Navarra, Facultad de Ciencias.

Fecha de Recepción: 27/02/2023 - Fecha de Aceptación: 07/07/2023

Se ha desarrollado un prototipo de rastreo del movimiento respiratorio de pacientes durante la toma de imágenes tomográficas en la planificación del tratamiento de radioterapia. El sistema se basa en cámaras de vídeo que toman imágenes del paciente y un programa que analiza las imágenes a tiempo real para calcular el movimiento de uno o varios puntos sobre la superficie del paciente. Se ha estudiado la exactitud del rastreo del movimiento y se han comparado los resultados con los de un sistema comercial. Los resultados indican que la exactitud del sistema en la medida de desplazamientos es menor de 1 mm y la exactitud en la respuesta temporal menor de 0.1 s, suficientes para rastrear movimientos respiratorios.

Palabras clave: Radioterapia guiada por superficie, TC 4D, rastreo respiratorio.

A prototype for tracking the respiratory movement during patients treatment planning tomographic images has been developed. The method is based on video images of the patient: a program analyses the images in real time and calculates the trajectories of one or more points on the patient's surface. The accuracy of motion tracking has been studied and the results have been compared with those of a commercial system. The measurements showed that the prototype measures with enough spatial (1 mm) and temporal (0.1 s) accuracy to track respiratory movements.

Key words: SGRT, 4DCT, respiratory tracking.

Introducción

En los últimos años están apareciendo nuevas tecnologías para el posicionamiento y la gestión del movimiento del paciente durante el tratamiento de radioterapia. Destacan algunas que se suelen denominar radioterapia guiada por superficie (*Surface Guided Radiotherapy*, SGRT). Son mínimamente invasivas, de respuesta rápida, y no emplean radiaciones ionizantes, lo que las hace especialmente útiles para posicionamiento y rastreo en tiempo real de pacientes, alertando a los operadores o anulando el haz cuando el movimiento esté comprometiendo la eficacia del tratamiento.¹⁻⁴ Existen actualmente conjuntos de recomendaciones sobre estas técnicas tanto de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM)^{5,6} como de la SEFM.⁷

La principal limitación de la SGRT es que habitualmente no se puede asegurar la posición de los tejidos internos (zonas a tratar y órganos de riesgo) a través de puntos de la superficie externa del paciente,⁵ y que con frecuencia las trayectorias de puntos sobre la superficie del paciente pueden no ser un buen subrogado del movimiento de los tejidos que reciben más dosis de radiación. Por ejemplo, el movimiento del contorno de una persona tiene poca correlación con el cambio de posición de la próstata,^{8,9} 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.¹⁰⁻¹²

El Capítulo 9 de las recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) de la SEFM¹³ remarca que es de vital importancia tener en cuenta la respiración

*Correspondencia: bbarbes@unav.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2023.24.2.002>

para tumores situados en tórax y, en menor medida, en cavidad pélvica. Los sistemas de SGRT han demostrado ser una herramienta eficaz para la obtención de tomografía computarizada (TC) 4D y tratamientos con sincronización (*gating*) del haz con la respiración, tanto libre¹⁴⁻¹⁶ como mantenida o DIBH (*Deep Inspiration Breath Hold*).¹⁷⁻²⁰

Los autores habían trabajado anteriormente en un sistema óptico de seguimiento de puntos en el espacio a través de su imagen en dos cámaras de luz visible.²¹ Este sistema fue empleado para medir el movimiento intrafracción de pacientes durante los tratamientos de radioterapia, y están en desarrollo aplicaciones en otros campos de la medicina.²²

En el presente trabajo, se ha empleado la misma base para desarrollar un nuevo prototipo de control de movimiento respiratorio, que pueda servir para la realización de TC 4D y tratamientos en DIBH. Para ello, se plantearon los siguientes objetivos:

- Validar la exactitud del sistema en una nueva sala que, por su geometría y su sensibilidad a las vibraciones, tiene unas condiciones especialmente adversas para el funcionamiento del algoritmo.
- Desarrollar un maniquí móvil para comprobar la exactitud del sistema para posiciones fijas y móviles de puntos en el espacio.
- Mejorar el *software* para aumentar la exactitud en la medida de movimientos rápidos, corrigiendo la falta de sincronía de las cámaras.
- Validar la respuesta temporal del sistema y compararla con la de un sistema comercial para movimientos periódicos.

Material y métodos

Algoritmo e instalación

Como se ha descrito anteriormente,²¹ el sistema requiere dos cámaras con una óptica que reduzca aberraciones. En nuestro prototipo las cámaras empleadas fueron MediaWave Varifocal 27X (1/4" CC, 752 × 582 px, Qualiano, Italy). La señal analógica se conecta a una tarjeta capturadora DGF/MC4/PCIe (The Imaging Source, Bremen, Germany) de cuatro canales no entrelazados, es decir, que puede operar cuatro canales simultáneamente. La tarjeta se controla con un ordenador estándar (AMD A8-7650K Radeon R7, 3.30GHz, 8Gb RAM). El conjunto permite obtener imágenes de 704 × 576 píxeles a una velocidad máxima de 30 imágenes por segundo (fps), por cada uno de los canales; lógicamente, el procesado a tiempo real de las imágenes disminuye esa tasa a unas 10-20 fps. Los programas se implementaron en MatLab 2016b (The MathWorks Inc., Natick, MA). Todo está disponible en código abierto para quien lo solicite a los autores.

Básicamente, el algoritmo resuelve²¹ el sistema de ecuaciones para pasar de dos coordenadas en cada imagen (x_1, y_1, x_2, y_2) a un punto (u, v, w) en el espacio real, que es la intersección de tres planos, como se describe en la fig. 1. El problema tiene cuatro soluciones posibles, teóricamente idénticas, pero solo dos de ellas tienen baja incertidumbre. En cada iteración se calculan ambas, se toma el promedio como solución, y se calcula la diferencia entre ambas. Cuando ésta supera 1 mm (unas tres veces la desviación estándar de

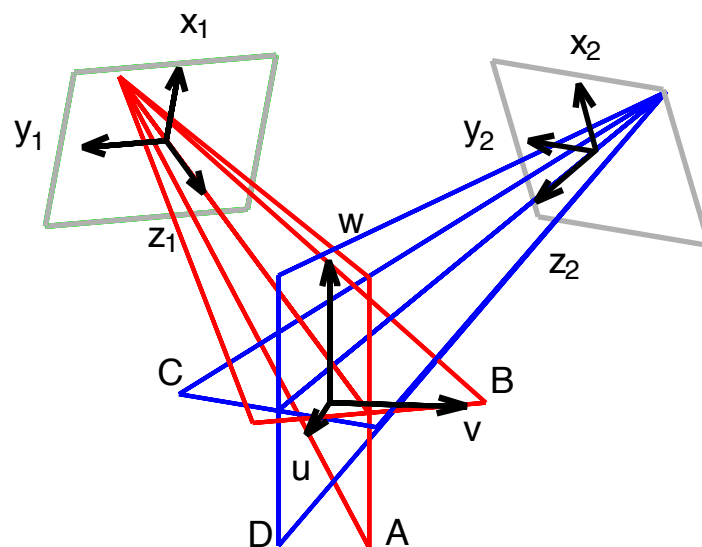


Fig. 1. Explicación gráfica del algoritmo. Se definen los planos A, B, C y D que pasan por los puntos (x_1, y_1) y (x_2, y_2) . La intersección de cualesquiera tres de esos planos define el punto (u, v, w) . En el ejemplo del dibujo, solo las intersecciones ABD y ACD tienen baja incertidumbre.

las diferencias habituales), se considera que el sistema está dejando de ser fiable, y el programa avisa de que conviene hacer una calibración, como se explicará más adelante.

Para definir con precisión el punto (u, v, w) , las coordenadas (x_1, y_1, x_2, y_2) deben conocerse con exactitud. La resolución de la imagen (752×582) no es suficiente, por lo que se realiza una interpolación de escala de grises en la zona cercana al punto para encontrar un centro preciso. Por otra parte, es preciso hacer una corrección por *software* de las imperfecciones ópticas de las cámaras. La exactitud de los resultados finales corroborará la validez de dichas correcciones.

Con el fin de calibrar el sistema, es decir, obtener las matrices de paso de la transformación (x_1, y_1, x_2, y_2) a (u, v, w) , se emplea un maniquí tridimensional con seis puntos de posiciones conocidas (fig. 2), que se sitúa en la zona 1-2 de la fig. 5: no requiere un posicionado preciso. El proceso es automático: el programa localiza automáticamente los puntos en las imágenes y obtiene las matrices de paso. Para ello, los puntos de calibración del maniquí se rodean con una circunferencia. El programa detecta las zonas de la imagen más semejantes al patrón de la circunferencia, y en ellas busca el punto de calibración tal y como se ve en este [vídeo](#). Como comprobación, realiza la operación inversa para asegurar que calcula la posición de los puntos con un error menor de 0.2 mm: en caso contrario, no acepta el calibrado. Como el enfoque y la ampliación de las cámaras se mantienen fijas, el calibrado solo cambiará si se mueven estas. Aunque el calibrado no depende de la intensidad de la luz, la detección automática se ve favorecida por una buena iluminación.

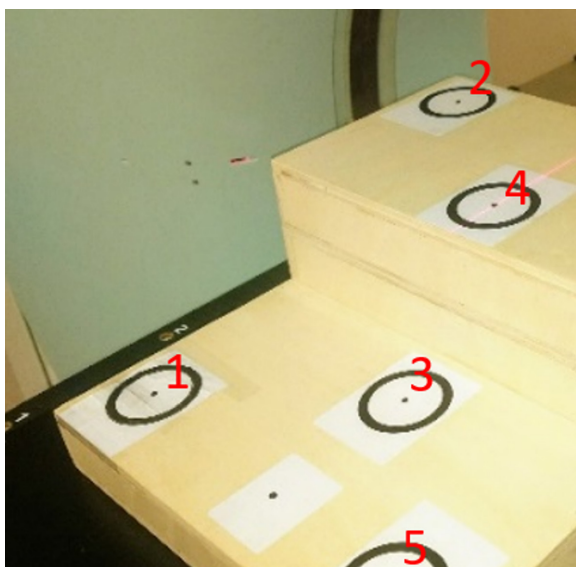


Fig. 2. Maniquí de calibración, con los seis puntos de posiciones fijas.

Las cámaras se colocaron en una sala de TC. Las paredes plomadas y el techo son falsos y vibran mucho al abrir y cerrar las puertas. Como fijar las cámaras al techo de obra supondría un coste alto, se optó por fijarlas a un paño de techo hecho de escayola, que no es suficientemente fijo: por ello, es preciso calibrar el sistema cada vez que se usa, lo que lleva alrededor de dos minutos. Además, el ángulo de las cámaras entre sí y con la horizontal dista de ser el óptimo (45°), con la consiguiente pérdida de precisión del algoritmo. Como se está empleando el sistema en unas condiciones bastante desfavorables, los resultados serán una buena muestra de su robustez.

El algoritmo supone que las dos imágenes que se adquieren para calcular la posición del punto son simultáneas. Sin embargo, hemos observado que no es posible garantizarlo con los medios que tenemos. Con el fin de paliar el problema, se ideó un sistema de sincronización de imágenes por *software*. Para cada pareja de imágenes, el programa almacena el tiempo y la posición de la más temprana, e interpola la posición del punto en la otra cámara para estimar dónde estaría en ese instante.

Se muestra un ejemplo de funcionamiento en este [vídeo](#).

Medidas con maniquí

La validación del sistema requería el uso de un maniquí que realizara movimientos unidimensionales con exactitud. Se construyó uno basado en un motor

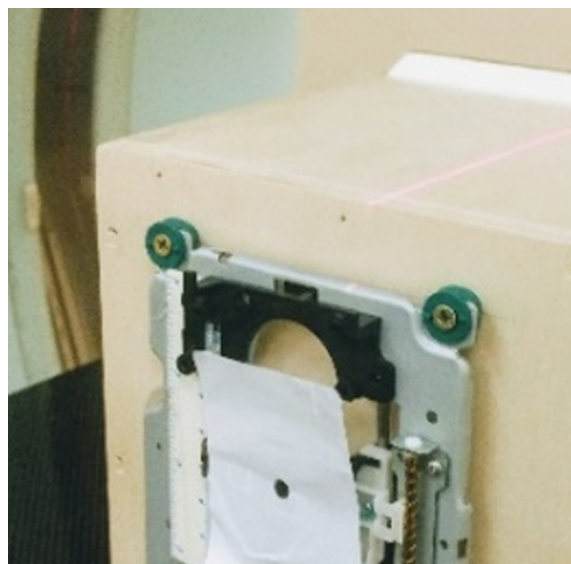


Fig. 3. Maniquí para movimientos. Se aprecia el mecanismo de un lector de DVD con una etiqueta en la parte móvil. El Arduino y el resto de componentes electrónicos quedan dentro de la caja de madera.

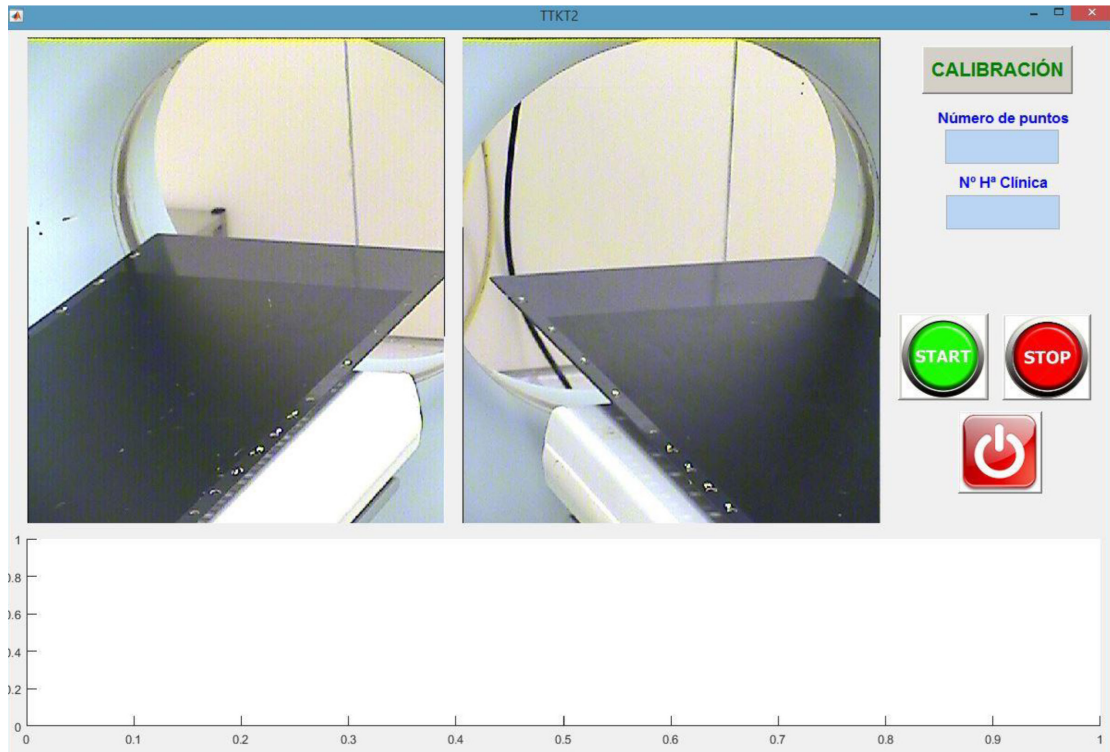


Fig. 4. Interfaz del programa de rastreo.

de lector de DVD, controlando los movimientos con un *Arduino One* (BCMI LABS LLC, MA, USA). El *Arduino* alimenta un motor paso a paso que mueve un tornillo sin fin, que a su vez desplaza la pieza móvil del maniquí (fig. 3). Para medir su exactitud geométrica, se empleó un medidor digital *Digimatic Indicator*

ID-C150XB (Mitutoyo, Kawasaki, Japón), con una precisión de 0.001 mm.

Se programó el maniquí para realizar desplazamientos fijos de amplitud conocida y se utilizó el sistema de este trabajo para medir desplazamientos de un solo punto. Situando el maniquí en distintas zonas de la

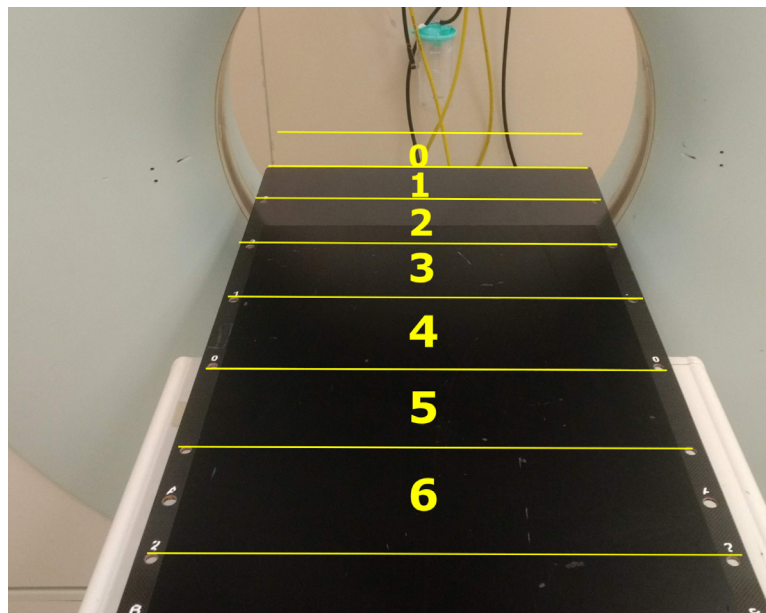


Fig. 5. Distribución de zonas de la mesa. 0 es la zona de toma de imagen del TC, y 1 es la zona donde se ha colocado el maniquí de calibración.

mesa del TC, y apoyándolo sobre sus distintas caras, se realizaron medidas del movimiento del punto en las tres direcciones del espacio.

La respuesta del sistema a puntos en movimiento y la exactitud temporal se estudió con el mismo maniquí, programándolo para realizar movimientos lineales de amplitud sinusoidal. Las amplitudes estudiadas fueron de 1, 2 y 3 cm; y los periodos de 3, 4, 6 y 12 ciclos por minuto. Todos ellos representativos del movimiento respiratorio de una persona tumbada.

Por último, se realizó una comparación con los resultados del sistema comercial *Sentinel* (C-RAD Positioning AB, Uppsala, Suecia) siguiendo el movimiento de un maniquí comercial (Dynamic Thorax Phantom, model 008A, CIRS, Norfolk, VA, USA) al que se le añadió una tabla al émbolo vertical que permitiera el rastreo con Sentinel y con el dispositivo experimental.

Alcance del programa

El programa, cuya interfaz mostramos en la fig. 4, localiza en las imágenes una o varias referencias, que pueden ser puntos pintados sobre un esparadrapo hipoalérgico, o lunares circulares del paciente. De ellas obtiene la posición 3D de esos puntos. El sistema calcula el promedio de los diez segundos iniciales y lo toma como origen de los movimientos respiratorios posteriores. En cada instante se obtienen las tres coordenadas espaciales, de modo que se puede tomar como subrogado de la respiración el movimiento antero-posterior, o una composición de éste con pies-cabeza, o el módulo del vector desplazamiento en las tres dimensiones. Hemos optado por la primera opción, para que no interfiera con el movimiento de la mesa del TC. En posteriores implementaciones, se podría rastrear también el movimiento de la mesa para corregirlo.

La velocidad de muestreo del sistema oscila entre 15 y 22 fps, dependiendo también del número de puntos que se quiera seguir. Se muestran por pantalla imágenes reales solo cada cinco fotogramas, porque es el proceso que más tiempo consume.

Con la configuración de aumento de las cámaras que se empleó en este, la zona de medida (es decir, la zona que se ve con ambas cámaras) es del orden de $100 \times 100 \times 120 \text{ cm}^3$.

Resultados

Comprobación del maniquí

Se realizaron cuatro conjuntos de diez medidas de desplazamientos del maniquí construido, utilizando el medidor digital. Se compararon estas con las calcula-

das según la medida del paso del tornillo sin fin que mueve el motor. Obtuvimos un rango de diferencias por debajo de 0.02 mm, con una desviación estándar de 0.005 mm. En cualquier caso, podemos garantizar una precisión geométrica mucho mejor de 0.1 mm, que es la que necesitamos para la comprobación de nuestro prototipo.

Medidas de desplazamientos

Una vez garantizada la precisión geométrica de sus movimientos, se programó el maniquí construido para realizar desplazamientos lineales de 4.8 mm, en diferentes direcciones del espacio, y distintas posiciones sobre la mesa del TC. Se realizaron medidas en distintos días y con diferentes calibraciones, que registraron más de 5000 desplazamientos individuales. En cada conjunto de medidas, el sistema desarrollado por nosotros captó y almacenó la trayectoria seguida por las dos soluciones del algoritmo. Analizándolas, se obtuvo el desplazamiento medido por el sistema óptico, la diferencia entre la medida y el desplazamiento real, y la diferencia instantánea entre las dos soluciones del algoritmo. Además, se almacenó la dirección del desplazamiento, y la zona de la mesa del TC en la que se había situado el maniquí (fig. 5).

Solo se aceptaron las medidas en las que el 97% del tiempo la diferencia entre las dos soluciones buenas del algoritmo fuera menor que 1 mm. La media de ese valor entre las medidas admitidas fue de 0.29 ± 0.27 (1σ) mm.

En la fig. 6 se presentan los errores (diferencia entre el desplazamiento real y el medido con el sistema) de las medidas aceptadas para todas las direcciones del espacio. En vista de la dispersión de los datos hemos optado por una representación tipo violin plot, en la que la anchura de las manchas es una medida de la densidad de puntos.

Medidas con movimiento

Como se ha mencionado anteriormente, el algoritmo que empleamos exige que los pares de imágenes, a partir de los que se calcula la posición real, estén sincronizados. Esa sincronización de imágenes no afecta cuando se calcula la posición de puntos fijos, pero es necesario comprobar la exactitud del sistema cuando sigue puntos en movimiento. Utilizaremos la misma medida para estimar la exactitud temporal del sistema.

Se programó el maniquí construido para seguir movimientos sinusoidales, en la dirección AP, de amplitud y frecuencia conocida. Se empleó el sistema de este trabajo para rastrear la trayectoria. Los puntos obtenidos se ajustaron bien a una función seno, de la

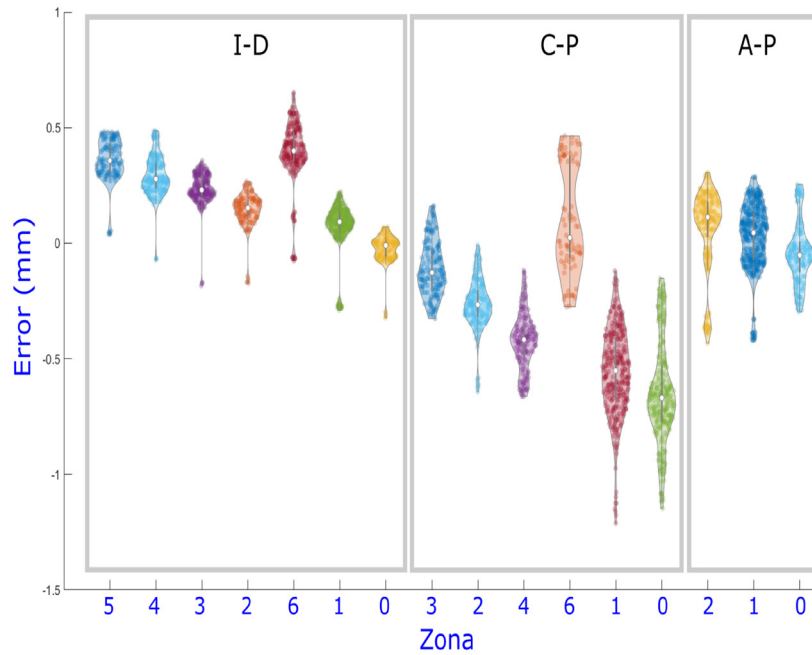


Fig. 6. Distribución de los errores en las direcciones izquierda-derecha (I-D), cabeza-pies (C-P) y anterior-posterior (A-P) en función de la zona en que se sitúa el maniquí (ver fig. 5).

que se obtuvo la amplitud y la frecuencia, para compararlas con las de la trayectoria real.

La diferencia entre las frecuencias detectadas y las reales estuvieron siempre por debajo de la precisión temporal del maniquí. En la fig. 7 representamos el error en la amplitud en función de la frecuencia de oscilación. Se dividieron las medidas entre las que

pasaban el criterio de calidad establecido: que el 97% del tiempo la diferencia entre las dos soluciones del algoritmo fuera menor de 1 mm.

Para comparar las medidas del sistema en estudio con el sistema comercial de SGRT *Sentinel*, previamente calibrado para su uso clínico, se añadió a la plataforma de movimiento vertical del maniquí *Dynamic*

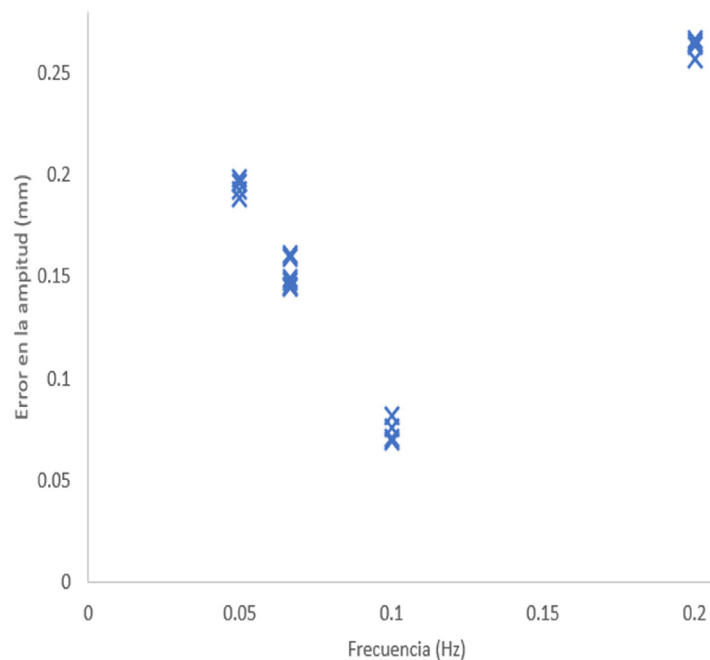


Fig. 7. Error de la amplitud medida en función de la frecuencia, para puntos que pasan el criterio de calidad.

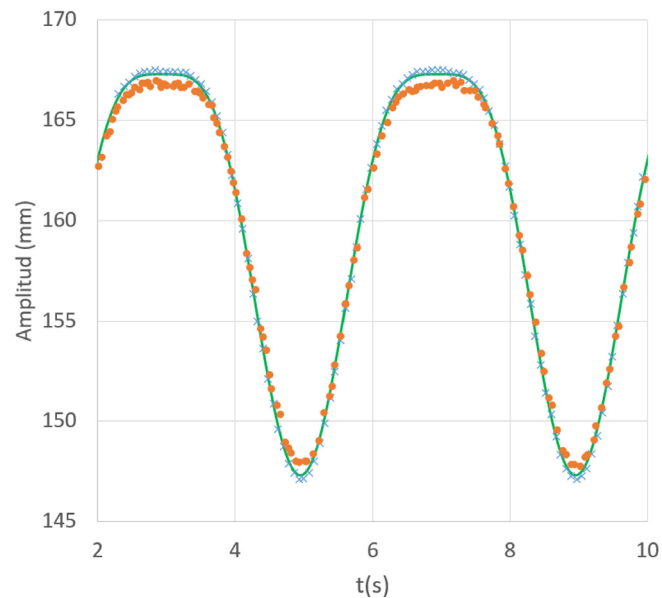


Fig. 8. Comparación del rastreo con el sistema en estudio (puntos sólidos) y con Sentinel (aspa). La trayectoria teórica corresponde a la línea continua.

Thorax Phantom una superficie que pudiese ser rastreada por Sentinel, con un punto para seguirlo con nuestro sistema. El maniquí describía un movimiento de coseno a la cuarta. En la Fig. 8 se muestran los resultados.

Discusión

La disposición de las cámaras, colocadas en el techo y lejos de TC para que pudieran captar imágenes dentro del anillo, resta precisión en las medidas, especialmente en la dirección cabeza a pies, como se muestra en la fig. 8. Se observa también que los errores aumentan al alejarse el maniquí de las cámaras. Lo ideal sería poder instalar las cámaras más cerca del paciente e igual de separadas entre sí, para aumentar los ángulos entre los planos de la fig. 1. Por otra parte, los resultados de la fig. 6 no indican que los errores aumenten en las zonas lejanas a la de calibración (zona 1-2 de la fig. 5).

La vibración de las cámaras tiene un efecto negativo sobre la exactitud del sistema, y no se puede descartar ese sesgo en los resultados. Por ejemplo, no sabemos justificar la disminución del error con la frecuencia que parece deducirse de la fig. 7.

El error del sistema aumenta cuando se siguen puntos en movimiento, y se agudiza con los cambios de velocidad del punto, como se ve en la fig. 8. La razón más plausible es el problema de sincronía de la toma de imágenes, que el *software* no es capaz de corregir del todo.

Aunque el prototipo no está certificado para su uso médico, en su estado actual serviría para la instrucción de los pacientes de cara a emplear un sistema comercial de SGRT. Su integración con un TC 4D sería sencillo. Por ejemplo, podría controlar una señal eléctrica que sirviera para controlar el haz de rX del TC (*gating*) en DIBH, o elaborar un archivo XLM o de texto para la reconstrucción retrospectiva de un TC 4D.

Conclusiones

Se ha desarrollado un sistema de control del ciclo respiratorio partiendo de un algoritmo anterior. Se ha depurado el código para mejorar el ritmo de adquisición de imágenes. Se han corregido errores de falta de sincronía del equipamiento, para que disminuya su influencia en las medidas. Se ha desarrollado un sistema de calibración automática.

Se ha desarrollado y validado un maniquí programable para poder estudiar la exactitud del sistema.

Se ha realizado un gran número de medidas para validar las condiciones en que el sistema puede medir con exactitud submilimétrica, del orden de 0.5 mm, aun en una instalación con deficiencias. Se ha constatado que puede detectar movimientos con exactitud mejor que 1 mm.

Se ha demostrado que el sistema puede detectar movimientos oscilatorios con periodos de 5 s, con una exactitud similar a la que tiene para puntos inmóviles o lentos. Cuando hay riesgo de que la precisión esté disminuyendo, el sistema puede alertar de ello.

Se detecta un leve error sistemático en las medidas de objetos en movimiento. Aunque es admisible para esta aplicación, ha de ser estudiado en casos que requieran mayor exactitud.

Referencias

- Freislederer P et al. Recent advances in Surface Guided Radiation Therapy. *Radiation Oncology*. 2020;15(1):187. doi:10.1186/s13014-020-01629-w
- Hoisak JDPDP et al. The Role of Optical Surface Imaging Systems in Radiation Therapy. *Semin Radiat Oncol*. 2018;28(3):185-193. doi:10.1016/j.semradonc.2018.02.003
- Soufi M et al. Surface-imaging-based patient positioning in radiation therapy. In: *Image-Based Computer-Assisted Radiation Therapy*. Springer Singapore; 2017:237-270. doi:10.1007/978-981-10-2945-5_10
- Batista V et al. Clinical paradigms and challenges in surface guided radiation therapy: Where do we go from here? *Radiotherapy and Oncology*. 2020;153:34-42. doi:10.1016/j.radonc.2020.09.041
- Willoughby T et al. Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of Task Group 147. *Med Phys*. 2012;39(4):1728-1747. doi:10.1118/1.3681967
- Al-Hallaq HA et al. AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. *Med Phys*. 2022;49(4):e82-e112. doi:10.1002/MP.15532
- Romero RR et al. SEFM_Informe del GT sobre SGRT. 2022;23(1):1-46.
- Crook JM et al. Prostate motion during standard radiotherapy as assessed by fiducial markers. *Radiotherapy and Oncology*. 1995;37(1):35-42. doi:10.1016/0167-8140(95)01613-L
- Ramsey CR et al. 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
- Lu XQ et al. Organ Deformation and Dose Coverage in Robotic Respiratory-Tracking Radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;71(1):281-289. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.12.042
- Brock KK et al. Inclusion of organ deformation in dose calculations. *Med Phys*. 2003;30(3):290-295. doi:10.1118/1.1539039
- Von Siebenthal M et al. Systematic errors in respiratory gating due to intrafraction deformations of the liver. *Med Phys*. 2007;34(9):3620-3629. doi:10.1118/1.2767053
- Lizuain M et al. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT). In: *Ma Cruz Lizuain Arroyo, ed. ADI*; 2013:345.
- Bert C et al. 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):1265-1274. doi:10.1016/j.ijrobp.2005.11.008
- Cui G et al. 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
- Barfield G et al. 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
- Sixel KE et al. 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
- Zagar TM 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. ; 2017:903-909. doi:10.1016/j.ijrobp.2016.12.017
- Laaksomaa 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
- Hamming VC et al. Evaluation of a 3D surface imaging system for deep inspiration breath-hold patient positioning and intra-fraction monitoring. *Radiation Oncology*. 2019;14(1). doi:10.1186/s13014-019-1329-6
- Barbés B et al. Development and clinical evaluation of a simple optical method to detect and measure patient external motion. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(5):306-321.
- Fernández S et al. An optical method to study the characteristics of the patients' breathing with disorders of voice. In: *22nd Congress of the SOMEF*. ; 2017:1-26.



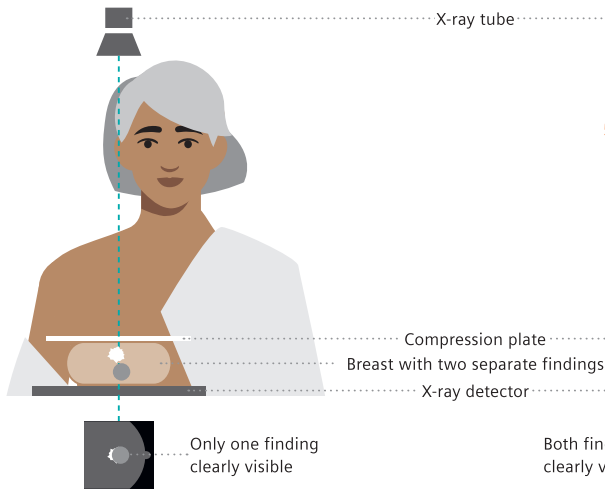
Breast Care. Early detection is key.

Unfortunately, breast cancer is still the most common cancer in women. However, detection and treatment methods are constantly improving, and with them the chances of recovery. The earlier the first tissue changes are discovered, the better the chances for a successful treatment.

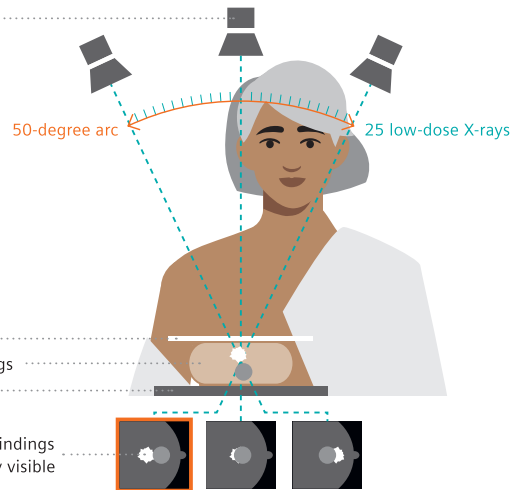
The latest state-of-the-art technologies are united in our new MAMMOMAT Revelation. It enables the standard 2D breast scans as well as 3D imaging of the breast using tomosynthesis technology.

Breast care. Because we care.

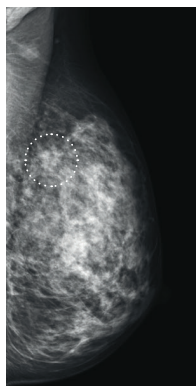
2D mammography



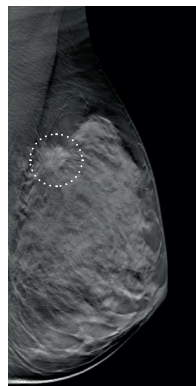
3D mammography/tomosynthesis



In 2D mammography, an X-ray image of the breast is taken. The breast is first compressed between two plates to spread the tissue apart. This results in a better picture and allows less radiation to be used. Our mammography system MAMMOMAT Revelation enables us to use a low radiation dose for the mammogram.



Finding is hard to see on 2D mammography scan



When a tomosynthesis scan is performed, 25 low-dose images are taken while the X-ray tube rotates in a 50-degree arc around the compressed breast, resulting in multiple images. These digital images are then reconstructed by a computer into a three-dimensional image set. This allows your physician to see the breast tissues more clearly in three dimensions and makes detection more accurate.*

Finding is clearly visible on tomosynthesis scan

Courtesy of Dr. Wayne Lemish, MIA Radiology, Melbourne, Australia; 1aaa025

MAMMOMAT Revelation is not commercially available in all countries. Its future availability cannot be guaranteed. *Compared to 2D mammography (FFDM). Siemens complies with all current regulations for medical devices and in vitro medical devices. Medical device for use by healthcare professionals only. This information is intended only for use by healthcare professionals only.