

# Integración de escáner de superficie con un sistema de posicionamiento electromagnético para el guiado en cirugía de cáncer de mama

M. García-Sevilla<sup>1</sup>, R. López-Velazco<sup>1</sup>, S. Lizarraga<sup>2</sup>, M. Herrero-Conde<sup>3</sup>, M. Desco<sup>1,4</sup>, M.J. Ledesma-Carbayo<sup>5,6</sup>, J. Pascau<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Investigación Sanitaria Gregorio Marañón, Madrid, España

<sup>2</sup> Servicio de Obstetricia y Ginecología, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid, España

<sup>3</sup> Hospital de Madrid Sanchinarro, Madrid, España

<sup>4</sup> Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, España

<sup>5</sup> Biomedical Image Technologies, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid España

<sup>6</sup> CIBER-BBN, Madrid, España

## Resumen

*El procedimiento actual para cirugías de cáncer de mama incluye en la mayoría de los casos el empleo de un sistema aguja-arpón como herramienta de guiado durante la intervención. Aunque su uso está ampliamente extendido, presenta ciertas desventajas como el aumento en coste y tiempo, la incomodidad para el paciente o los posibles resultados estéticos. Por ello existen diferentes alternativas, entre las cuales se encuentra el uso de imágenes preoperatorias como herramienta de apoyo durante la cirugía. Sin embargo, su adquisición se lleva a cabo con el paciente en diferentes posiciones a la encontrada en la intervención, dificultando su interpretación. En este trabajo se presenta un procedimiento para la adquisición de la superficie del paciente durante la cirugía a partir de un escáner de luz estructurada combinado con el uso de un sistema de posicionamiento electromagnético para la localización del tumor. La información proporcionada por ambas técnicas se fusiona mediante un registro, empleando para ello unos marcadores diseñados específicamente para ser localizables por ambas. Tras una evaluación de la precisión, los resultados demuestran la viabilidad del procedimiento con errores inferiores a 1 mm.*

## 1. Introducción

Debido al crecimiento de la población y a un aumento de la longevidad, el cáncer es cada vez más habitual, siendo la principal causa de mortalidad en la actualidad en la mayoría de los países. De entre los diferentes tipos de cáncer, el de mama es el más frecuente en mujeres según datos mundiales, constituyendo un 25% de los casos, y el de mayor mortalidad, con una incidencia del 15% [1].

Como consecuencia de su alta incidencia, en los países más desarrollados se llevan a cabo exámenes de cribado periódicamente con el fin de facilitar su detección en un estadio temprano, previo a su diseminación o a la aparición de síntomas, ya que así aumentan las posibilidades de curación. Esta detección precoz resulta en una previsión de supervivencia relativamente favorable. No obstante, el procedimiento quirúrgico de resección tumoral es susceptible de mejora, puesto que se

encuentran márgenes patológicos positivos tras la resección entre un 30 y un 50% de las veces [2].

El procedimiento habitual en este tipo de cirugías incluye el empleo de un sistema aguja-arpón, introducido previamente a la intervención y destinado a indicar la posición del tumor y servir de guía para el cirujano. Este método, aunque eficaz, cuenta con ciertos inconvenientes incluyendo su coste, la duración del procedimiento y sobre todo una mayor molestia para el paciente. Además el recorrido marcado por el arpón a menudo no es el óptimo desde el punto de vista quirúrgico, pudiendo existir otras opciones con resultados más estéticos.

Por estos motivos se han sugerido alternativas a este procedimiento que incluyen por ejemplo el uso de ultrasonidos (US) durante la intervención [3] o la combinación de ultrasonidos con un sistema de posicionamiento electromagnético [4]. Estos métodos son precisos y económicos. Sin embargo, no sirven para todos los casos ya que determinados tumores no resultan visibles en las ecografías. Por otro lado se ha propuesto el uso de imágenes multimodales, combinando mamografía, ecografía o imagen de resonancia magnética (RM) para facilitar el proceso de guiado durante la intervención [5]. No obstante, esta combinación presenta cierta dificultad, ya que cada modalidad es adquirida con el paciente en diferente posición. Además, ninguna de estas posiciones coincide con la de la cirugía. Esto dificulta no solo el proceso de combinar las imágenes, sino también la interpretación por parte del cirujano, quien debe realizar mentalmente una transformación de la posición de la mama en las imágenes preoperatorias a la encontrada en el quirófano en el momento de la intervención.

Este último problema inspiró el desarrollo de un método para calcular dicha transformación por parte de la Universidad Politécnica de Madrid en 2015 en colaboración con el Hospital General Universitario Gregorio Marañón [6]. Dicho método obtiene la superficie de la mama y del tumor a partir de la imagen obtenida por resonancia magnética y aplica una

deformación laplaciana de manera que la superficie resultante se asemeje a la del paciente en la cirugía. Con el fin de evaluar su precisión, se llevó a cabo un estudio con 6 pacientes que disponían de imagen por RM y TAC (tomografía computarizada). La superficie segmentada del TAC se empleó como referencia del resultado esperado. Una vez aplicada la deformación y estimada la posición final del tumor, dicha estimación se comparó con la posición del centroide del tumor en el TAC, obteniendo valores de error menores a 5 mm en la mayoría de los casos.

Los prometedores resultados de este estudio han llevado a plantear una validación del método implementado con datos más realistas acerca de la situación encontrada en el quirófano en lugar de emplear imágenes preoperatorias. En este trabajo se propone un procedimiento para dicha validación basado en el uso combinado de un escáner de luz estructurada y un sistema de posicionamiento electromagnético. El primero permite obtener la superficie real de la mama presente en el momento de la intervención. El segundo, llevar a cabo un seguimiento de la posición de la aguja. A partir de este seguimiento se puede extraer la posición de la punta de la aguja una vez insertada en el tumor, localizando así el mismo en el espacio. No obstante, surge el problema de combinar la información adquirida a partir del escáner con la del sistema de posicionamiento electromagnético, al encontrarse en diferentes sistemas de referencia. Para ello en este trabajo se presenta un procedimiento por el cual se lleva a cabo un registro entre ambos a partir del uso de unos marcadores especialmente diseñados para ser localizados por ambos sistemas. Esto permite visualizar la información proporcionada por ambas técnicas conjuntamente. A continuación se explica en mayor detalle todo el procedimiento desarrollado y se presentan los resultados obtenidos tras una evaluación de la precisión del sistema.

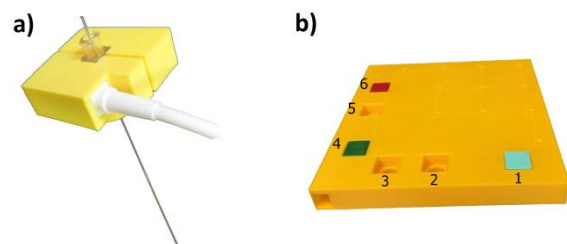
## 2. Materiales y Métodos

Para la adquisición de la superficie se empleó el escáner de luz estructurada Artec Eva. Este presenta un tamaño reducido, permitiendo sostenerlo con la mano y realizar escaneos con información de textura de forma rápida, precisa e inocua de objetos de tamaño medio. Obtiene una resolución de hasta 0.5 mm con una precisión de punto de hasta 0.1 mm. Trabaja a 16 fps con un campo de trabajo desde 0.4 a 1 m de distancia y el área de escaneado máxima es de  $536 \times 371$  mm (alto x ancho) [7]. Tras realizar el escáner es necesario un procesamiento, para lo cual se usa el software Artec Studio 11 proporcionado por los fabricantes.

El sistema de posicionamiento electromagnético utilizado fue el 3D Guidance Track Star, que dispone de hasta cuatro sensores de tamaño 20 mm x 8 mm x 8 mm. Estos sensores pueden fijarse en diferentes objetos para llevar a cabo un seguimiento de los mismos por separado. Para realizar este seguimiento se empleó el software de manipulación y visualización de imágenes médicas 3D Slicer, que también se utilizó para la calibración de las herramientas, la realización de transformadas entre los

diferentes sistemas de referencia y la adquisición de coordenadas espaciales.

Por último, se empleó la impresora 3D Witbox 2 de BQ para el diseño e impresión en PLA (ácido poliláctico) de dos piezas, las cuales se muestran en la Figura 1. Una de las piezas consiste en un acople para la aguja que permite introducir un sensor del sistema de posicionamiento electromagnético. Esto posibilita la navegación de la aguja de forma precisa. La otra se trata de una plataforma para la evaluación de la precisión del sistema. La plataforma consta de una cavidad en el lateral para insertar un sensor, 11 puntos de control repartidos por la plataforma donde introducir la aguja y 6 cavidades. En estas cavidades se pueden colocar los marcadores, que consisten en tres prismas de colores, también impresos en 3D. La plataforma se diseñó con 6 cavidades (numeradas tal y como muestra la Figura 1) con el fin de analizar diferentes posiciones para los marcadores y así medir cómo la distribución de los mismos afecta a la precisión del sistema. Esto sirvió no sólo para medir el error introducido por el registro, sino también para llevar a cabo un diseño de la pieza final a emplear en el procedimiento que fuese lo más compacta posible pero que a su vez proporcionase valores altos de precisión.



**Figura 1.** a) acople para la fijación de un sensor en la aguja.  
b) plataforma para la evaluación de precisión del sistema.

### 2.1. Evaluación

Con el fin de evaluar la precisión del procedimiento propuesto se empleó la plataforma descrita en la sección anterior. La validación consiste en adquirir las posiciones de los puntos de control mediante el navegador electromagnético, escanear la plataforma y, una vez hecho el registro de ambos sistemas, comparar la posición anotada de dichos puntos con la real (extraída del diseño de la pieza) obteniendo así una medida de error. Los pasos a seguir para la evaluación fueron los siguientes:

1. Colocación de los marcadores: debido a que la plataforma presenta 6 cavidades y se quieren emplear únicamente tres marcadores, el número de combinaciones posibles teniendo en cuenta que el orden de los mismos es irrelevante es 20. Por ello, se realizaron 20 pruebas, correspondientes a las combinaciones posibles de marcadores.
2. Escáner: para cada combinación de marcadores se realizó un escáner y se procesó con el software Artec Studio 11.
3. Anotación de los marcadores: teniendo un sensor de referencia insertado en la plataforma y otro acoplado a la aguja, se anotó cada posición definida por los marcadores situando la aguja en el centro de los

mismos y empleando el software 3D Slicer para recoger los puntos. Previamente se calibró la aguja con el fin de obtener la posición de la punta respecto al sensor y así recoger las coordenadas de los puntos con la misma.

4. Anotación de los puntos de control: por cada punto de control presente en la plataforma se insertó la aguja y se recogió la posición marcada por la punta siguiendo el mismo procedimiento que en el paso anterior. Estos puntos se anotaron en el mismo sistema de referencia que los marcadores.
5. Extracción de los marcadores a partir del escáner: cada escáner adquirido se cargó en 3D Slicer y se extrajo la posición de los marcadores. Para ello se empleó un módulo del software implementado específicamente para este trabajo, en el cual la nube de puntos es procesada con el fin de segmentar los marcadores según el color. De esta manera se puede obtener como posición del marcador el punto medio de los puntos seleccionados en la segmentación para cada uno.
6. Registro de marcadores: una vez extraída de la superficie la posición de los marcadores, se llevó a cabo el registro con las posiciones anotadas a partir del navegador electromagnético. La transformación obtenida con el registro se aplicó a los puntos recogidos para los puntos de control, encontrándose así finalmente la información del escáner y del navegador en el mismo sistema de referencia.
7. Comparación con valores reales: ya que la posición real de los marcadores y los puntos de control es conocida, se introdujeron estos puntos en 3D Slicer. Los puntos reales de los marcadores se registraron con los obtenidos por el escáner para cada prueba y se aplicó la transformación calculada a los puntos de control reales. Estando ya por tanto todos los datos en el mismo espacio, se comparó la posición de los puntos de control reales con los obtenidos a partir del navegador. Así, se obtuvo para cada caso un valor de distancia o error por punto, denominado *Target Registration Error* (TRE) y una medida del error medio ( $TRE_{EM-R}$ ).

Además de los errores en el cálculo de los puntos, se anotaron los errores de cada marcador en el proceso de registro, cuyo error se denomina *Fiducial Registration Error* (FRE). Es decir, se calculó el error al registrar los marcadores del escáner con los reales ( $FRE_{S-R}$ ) y el error al registrar los puntos del navegador electromagnético con el escáner ( $FRE_{EM-S}$ ).

### 3. Resultados

Tras las pruebas realizadas con la plataforma se obtuvieron los siguientes resultados para cada caso:

Caso	Marcadores	$FRE_{S-R}$	$FRE_{EM-S}$	$TRE_{EM-R}$
1	1 2 3	0.57	0.47	13.30
2	1 2 4	0.23	0.52	0.85
3	1 2 5	0.21	0.50	0.72
4	1 2 6	0.16	0.67	0.56

5	1 3 4	0.22	0.21	1.50
6	1 3 5	0.16	0.49	0.94
7	1 3 6	0.29	0.40	0.76
8	1 4 5	0.16	0.24	0.74
9	1 4 6	0.15	0.39	0.62
10	1 5 6	0.20	0.37	0.63
11	2 3 4	0.36	0.54	1.89
12	2 3 5	0.30	0.54	0.98
13	2 3 6	0.37	0.68	0.78
14	2 4 5	0.23	0.59	0.64
15	2 4 6	0.22	0.71	0.59
16	2 5 6	0.23	0.67	0.61
17	3 4 5	0.25	0.16	0.98
18	3 4 6	0.30	0.30	0.92
19	3 5 6	0.33	0.33	1.12
20	4 5 6	1.05	0.59	34.82

Tabla 1. Errores de registro para cada caso evaluado.

Es interesante a su vez analizar cómo varía el error de registro en los puntos ( $TRE_{EM-R}$ ) en función de su distribución y de la combinación de marcadores elegida. A continuación se muestran en la Figura 2 los 6 mejores casos. Los puntos rojos de la imagen representan la posición de los marcadores y los azules la de los puntos evaluados. El valor en el eje z representa el error en dicho punto. Las unidades de los ejes se encuentran en mm.

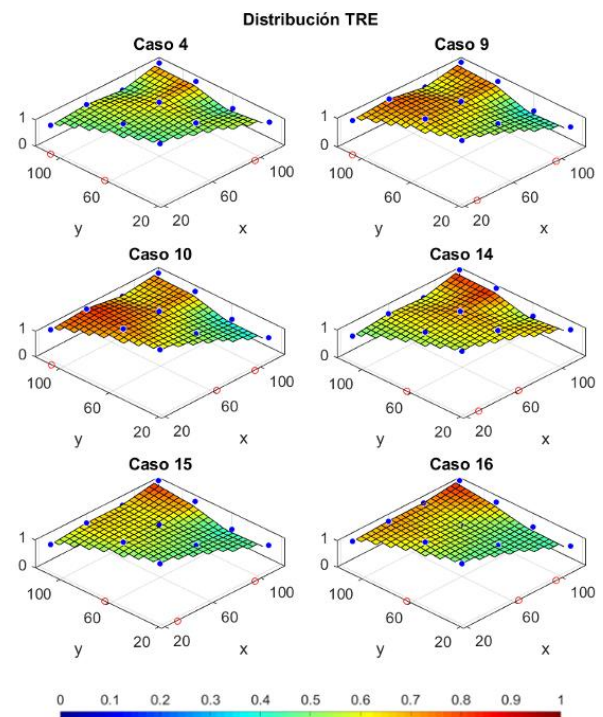


Figura 2. Distribución del TRE en los 6 mejores casos.

### 4. Discusión

Analizando los valores obtenidos tras las pruebas, mostrados en la Tabla 1, se puede observar como para

cada paso del procedimiento seguido se introduce una fuente de error. En el cálculo de los marcadores a partir del escáner, el error ( $FRE_{S-R}$ ) medio es de aproximadamente 0.3 mm. Este proviene de errores en el proceso de segmentación del color y del error introducido por el propio escáner. Por otro lado el proceso de registro de marcadores entre el navegador electromagnético y el escáner presenta un error ( $FRE_{EM-S}$ ) medio en torno a 0.5 mm. En este caso las fuentes principales de error son la precisión del propio sistema de posicionamiento electromagnético, el error de localización en la selección del punto con la aguja, el error de calibración de la aguja y de nuevo el error introducido por la localización de marcadores en el escáner. Por último, el error medio en el registro de puntos ( $TRE_{EM-R}$ ) es resultado de la combinación de todos estos errores. Ese valor de TRE está directamente influido por la distribución de los marcadores puesto que, tal y como indican Fitzpatrick et al. [8], cuanto más lejos se encuentren los puntos de control donde se mide el TRE de estos, mayor error presentarán, y cuanto más separados entre sí y mejor distribuidos estén los marcadores, menor será el error.

Tras la representación de los valores de TRE para cada caso, se descartaron el 1 y 20 al presentar valores muy altos, superiores a 10 mm. Estos errores son resultado de un registro poco óptimo, causado por una distribución en línea de los marcadores. De los 18 casos restantes, se seleccionaron los 6 mejores según su error medio, que se corresponden con los mostrados en la Figura 2. Para todos ellos se obtuvo un TRE medio inferior a 0.65 mm, lo cual podría considerarse suficiente precisión para la aplicación clínica concreta.

Como ya se ha comentado, el cálculo de los errores TRE y su distribución se llevó a cabo no sólo para evaluar el sistema sino también para tomar una decisión acerca del diseño de la pieza de referencia. Esta debía presentar el mínimo error posible pero a su vez un tamaño reducido por motivos de comodidad. Teniendo en cuenta estos factores se eligió finalmente para el diseño la combinación correspondiente al caso 14 al presentar un error bajo y un tamaño razonable.

## 5. Conclusiones

Tras las pruebas realizadas se ha demostrado que la integración del escáner de superficie con el sistema de posicionamiento electromagnético según el procedimiento descrito es viable. Además, se ha diseñado una pieza de referencia con marcadores para combinar ambos sistemas que ofrece errores de precisión inferiores a 1 mm en un rango de aproximadamente 12 cm de distancia de los mismos.

Finalmente se concluye que, dados los resultados, la implementación de dicho procedimiento es adecuada con el objetivo de validar el método de deformación presentado por F. Pérez et al. [6] y por ello está en proceso la aprobación de un ensayo clínico que permita ponerlo en práctica. Además, estos resultados favorables plantean la posibilidad de emplear el uso combinado de estos dos sistemas según el procedimiento descrito para

otro tipo de aplicaciones donde puedan resultar de utilidad.

## Agradecimientos

Proyecto parcialmente financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad, Instituto de Salud Carlos III (TEC2013-48251-C2-1-R, DTS14/00192, PI15/02121) y fondos FEDER.

## Referencias

- [1] L. A. Torre, F. Bray, R. L. Siegel, J. Ferlay, J. Lortet-Tieulent, and A. Jemal, "Global cancer statistics, 2012.," *CA. Cancer J. Clin.*, vol. 65, no. 2, pp. 87–108, Mar. 2015.
- [2] C. S. Kaufman, R. Delbecq, and L. Jacobson, "Excising the reexcision: Stereotactic core-needle biopsy decreases need for reexcision of breast cancer," *World J. Surg.*, vol. 22, no. 10, pp. 1023–1027, 1998.
- [3] S. P. Harlow, D. N. Krag, S. E. Ames, and D. L. Weaver, "Intraoperative ultrasound localization to guide surgical excision of nonpalpable breast carcinoma," *J. Am. Coll. Surg.*, vol. 189, no. 3, pp. 241–246, 1999.
- [4] T. Ungi, G. Gauvin, A. Lasso, C. T. Yeo, P. Pezeshki, T. Vaughan, K. Carter, J. Rudan, C. J. Engel, and G. Fichtinger, "Navigated Breast Tumor Excision Using Electromagnetically Tracked Ultrasound and Surgical Instruments.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, no. 3, pp. 600–6, 2016.
- [5] M. J. Pallone, S. P. Poplack, H. B. R. Avutu, K. D. Paulsen, and R. J. Barth, "Supine Breast MRI and 3D Optical Scanning: A Novel Approach to Improve Tumor Localization for Breast Conserving Surgery," *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 21, no. 7, pp. 2203–2208, 2014.
- [6] F. P. García, J. E. O. Fisac, M. H. Conde, O. B. Zamora, F. Calvo, J. Pascau, and M. J. L. Carbayo, "Localización de lesiones de mama en posición quirúrgica utilizando deformación laplaciana de mallas poligonales," *Actas del XXXIII Congr. Anu. la Soc. Española Ing. Biomédica*, pp. 499–502, 2015.
- [7] "Especificaciones Generales." [Online]. Available: <https://www.artec3d.com/es/artec-eva#specifications>. [Accessed: 30-Aug-2016].
- [8] J. M. Fitzpatrick, J. B. West, and C. R. Maurer, "Predicting error in rigid-body point-based registration.," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 17, no. 5, pp. 694–702, 1998.