

Localización de lesiones de mama en posición quirúrgica utilizando deformación laplaciana de mallas poligonales

F. Pérez García^{1,2}, JE. Ortuño Fisac^{2,1}, M. Herrero Conde³, O. Bueno Zamora⁴, F. Calvo⁴, S. Lizarraga⁴, Javier Pascau^{4,5}, MJ. Ledesma Carbayo^{1,2}

¹ Biomedical Image Technologies, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid España ² CIBER-BBN, Madrid, España

³ Unidad de mama, Hospital de Madrid Sanchinarro, Madrid, España

⁴ Instituto de Investigación Sanitaria Gregorio Marañón. Madrid, España

⁵ Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial. Universidad Carlos III de Madrid. Madrid, España

Resumen

La localización con arpón guiada por imagen de ultrasonido forma parte del protocolo estándar para la resección de tumores no palpables durante la cirugía de mama conservadora. Esta técnica facilita al cirujano localizar la lesión en el momento de la cirugía. Una alternativa para evitar el uso del arpón sería el empleo de imágenes multimodales y su visualización como herramienta de apoyo al cirujano. La fusión de estos estudios de imagen es especialmente compleja dada la naturaleza deformable de la mama y la diferente posición del paciente durante las distintas adquisiciones. En este trabajo se propone una solución para deformar la localización de la lesión identificada en la imagen de resonancia magnética adquirida en posición decúbiteo prono, de forma que pueda localizarse durante la cirugía que se realiza en posición decúbiteo supino. El algoritmo desarrollado se basa en la deformación laplaciana de mallas poligonales. Se presenta una validación empleando superficies obtenidas de estudios de resonancia magnética y tomografía computarizada en 6 casos reales, demostrando que es posible localizar el tumor con una precisión en la mayoría de los casos menor de 15 mm. Estos resultados se consiguen empleando únicamente la superficie de la piel del paciente y la localización del pezón como datos de referencia de la posición prona, lo cual facilita su aplicación como herramienta de apoyo en el guiado en este tipo de cirugías.

1. Motivación

A muchas mujeres con cáncer de mama se les detecta el tumor por mamografía o MRI antes de que la lesión sea palpable. En estos casos el tratamiento más utilizado es la cirugía conservadora, cuyo objetivo es la resección del tumor más un cierto margen de tejido a su alrededor, pero conservando la forma y el aspecto de la mama en su conjunto. El protocolo estándar en este tipo de cirugía incluye la localización por arpón. En esta técnica, desarrollada en los años setenta, el radiólogo localiza la lesión a partir de la información proveniente de un mamograma (MRI o US)[1]. El proceso se guía típicamente mediante US, y consiste en la introducción de una aguja hueca a través de la piel y un arpón cuya punta queda clavada en el centro de la lesión, marcando así la zona de interés. Finalmente el cirujano, guiándose por el arpón y las imágenes preoperatorias, realiza la resección de la zona marcada por la punta y teniendo en cuenta el tamaño de la lesión y los márgenes de seguridad. Sin embargo, la técnica de localización por arpón posee varios inconvenientes. En primer lugar se trata de una intervención adicional previa a la cirugía, lo cual supone

un daño y una molestia adicional para el paciente, así como un aumento del coste del procedimiento. Además no se trata de un método que tenga éxito en la mayoría de los casos, ya que se encuentran márgenes patológicos positivos en entre un 30 y un 50 % de los pacientes [2]. Esto suele requerir otra cirugía, que supone un coste adicional y una dificultad emocional añadida para el paciente. Por otra parte, el punto de entrada y el recorrido del arpón determinan la incisión y el proceso quirúrgico. Esto supone un inconveniente, ya que el abordaje quirúrgico que requeriría una incisión más pequeña o con un resultado más estético no sigue típicamente la trayectoria del arpón. Por lo tanto, es conveniente proponer alternativas a este método de localización con el fin de mejorar la seguridad del paciente y el resultado final.

Se han sugerido y probado diversas alternativas a la localización por arpón. Algunos resultados utilizando US intraoperatorio han demostrado ser superiores en diferentes aspectos [3][4], además se trata de una técnica precisa y económica. Lamentablemente, muchos tumores malignos visibles en mamogramas no son evidentes en la ecografía. Distintos trabajos han planteado la utilización de imágenes multimodales, sin embargo es importante tener en cuenta que la forma de la mama puede variar considerablemente entre las imágenes y la posición quirúrgica habitual. En mamografía, la mama se comprime y se eleva; en la MRI está suspendida, ya que se realiza en posición de decúbiteo prono; la ecografía se realiza en posición de decúbiteo supino, con el brazo ipsilateral levantado. Ninguna de estas modalidades se adquiere en la posición de la cirugía (decúbiteo supino con el brazo ipsilateral extendido), por lo que el cirujano debe hacerse una idea mental del desplazamiento y la deformación del tumor con el fin de realizar la resección del tumor y sus márgenes correctamente.

En este proyecto se presenta una herramienta de procesado y visualización de información multimodal que permite trasladar la localización del tumor a partir del estudio de resonancia magnética a un escenario virtual en el que la posición del paciente es en decúbiteo supino. Dicha herramienta puede facilitar la interpretación proveniente de las imágenes al cirujano, que puede visualizar de manera más intuitiva la localización de tumor de cara a la planificación de la intervención.

2. Descripción de los datos y metodología

El objetivo del trabajo es la creación y validación de un sistema de visualización tridimensional de la escena intraoperatoria que sirva de herramienta de apoyo al cirujano. La superficie de la mama en posición de decúbito prono se deforma para alinearla con la superficie intraoperatoria, en decúbito supino. A partir de esta transformación se estima la localización del tumor y se presenta la escena al cirujano utilizando modelos tridimensionales.

2.1. Datos

Los datos disponibles provienen de 11 pacientes del Hospital General Universitario Gregorio Marañón (HGUGM) de Madrid. Para cada caso se dispone de archivos DICOM que representan:

- MRI T2 SPAIR preoperatoria
- MRI sustracción post-pre contraste
- CT preoperatorio
- Informes y diagnóstico médicos, con las lesiones caracterizadas.

Es importante destacar que los CT utilizados son de estadiaje y que los pacientes están en una posición decúbito supino no idéntica a la de la cirugía. En paralelo a este trabajo y en colaboración con la Universidad Carlos III y el HGUGM se está proponiendo durante la situación quirúrgica real la utilización de un escáner óptico que permita obtener de manera sencilla la superficie dentro del quirófano de manera previa a la resección. Esta adquisición podría sustituir la superficie obtenida a partir del CT en este trabajo.

2.2. Preprocesado

El tumor se ha segmentado en las MRI T2 y en los CT utilizando el algoritmo de contornos activos integrado en la herramienta ITK-Snap [5].

El artefacto producido por el protector de bismuto utilizado en la adquisición del CT se ha eliminado automáticamente mediante un procesado de imagen elemental (umbralización, operaciones morfológicas y extracción de componentes conexos).

2.3. Asunciones biomecánicas

Con el fin de modelar de manera simplificada el comportamiento biomecánico de la mama, se ha asumido que:

- I. El parénquima de la mama es incompresible.
- II. Los ejes anatómicos a partir de los pezones no varían entre la posición de decúbito prono y supino, especialmente el axial.
- III. La piel de la mama se comprime más en dirección lateral al pasar de decúbito prono a supino.
- IV. La distancia entre el tumor y el exterior del cuerpo es constante en cualquier posición.

2.4. Interfaz

La interfaz gráfica se ha desarrollado en forma de módulo del programa de visualización y manipulación de imágenes médicas 3D Slicer [6]. Slicer se comunica con

MATLAB, que realiza los cálculos necesarios y devuelve los resultados para la visualización.

Tras marcar la localización de los pezones en las posiciones pre- e intraoperatorias, el usuario debe simplemente proveer al sistema de las imágenes (volúmenes o superficies) necesarias. El proceso de segmentación de imágenes y localización del tumor es totalmente automático.

2.5. Generación de mallas

Para estimar la localización del tumor en posición de decúbito supino, es necesario en primer lugar alinear las superficies pre- e intraoperatoria, que representan la piel de las mamas para cada caso. Estas superficies se pueden generar automáticamente como mallas poligonales a partir de una segmentación automática de las imágenes tomográficas o bien ser añadidas a partir de una segmentación manual previa a la ejecución de la herramienta.

2.6. Deformación de la malla preoperatoria

Una vez obtenidas las mallas en ambas posiciones, se debe deformar la malla preoperatoria con el fin de alinearla con la intraoperatoria. Inicialmente se utilizó un algoritmo de registro de nubes de puntos [7], que fue descartado por no preservar la coherencia entre los marcadores (correspondientes a los pezones) de ambas mallas tras la alineación.

El método seleccionado se basa en un algoritmo de deformación laplaciana [8]. Este tipo de deformación utiliza coordenadas diferenciales para los puntos, lo cual permite conservar los detalles geométricos de la superficie deformada.

Para calcular la deformación laplaciana es necesario definir:

1. Los índices y la localización final de los nodos que arrastrarán al resto.
2. El método de cálculo de la matriz de adyacencia [9].

Cada nodo de arrastre (en la malla preoperatoria) y cada nodo objetivo (en la malla intraoperatoria) es el más cercano a su fiducial correspondiente.

Los nodos objetivo se calculan de la siguiente forma:

1. Se calculan los nodos más cercanos a los fiduciales correspondientes a los pezones en ambas mallas. El usuario debe especificar la localización aproximada de los pezones utilizando Slicer.
2. Se calcula la distancia geodésica entre cada pezón y cada uno de los nodos de la malla.
3. A partir de cada pezón, se añaden los fiduciales en las 4 direcciones: inferior, superior, medial y lateral. El número de fiduciales en ambas superficies es el mismo. La distancia entre fiduciales es constante, excepto en la dirección lateral de la superficie intraoperatoria, de acuerdo con la asunción III.

Este es un método objetivo que depende de la precisión del usuario al localizar los pezones y del grado de compresión de la mama en la dirección lateral. La Figura

1 muestra un ejemplo de fiduciales utilizados y la Figura 2 un ejemplo del resultado de la deformación.

2.7. Estimación de la posición del tumor

En primer lugar se calculan índices de los tres nodos más cercanos al centroide de la lesión en la malla preoperatoria. Según la asunción IV, la posición final de la lesión puede calcularse a partir de la posición final de estos tres nodos tras la deformación utilizando trilateración, una técnica de posicionamiento basada en distancias habitual en el ámbito de las telecomunicaciones que se utiliza para determinar las posiciones relativas de los objetos usando la geometría de los triángulos de manera análoga a la triangulación [10].

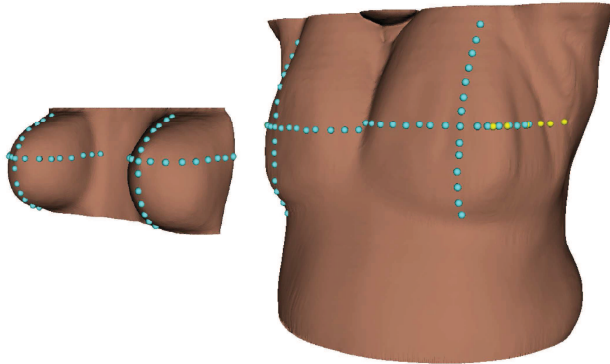


Figura 1. Fiduciales utilizados para la deformación laplaciana. Izda.: superficie preoperatoria en posición de decúbito prono; Dcha.:superficie intraoperatoria en posición de decúbito supino. Los fiduciales amarillos serían el resultado de no aplicar la asunción III, en cuyo caso el último fiducial del pezón izquierdo en dirección lateral de la malla preoperatoria (final de la mama) correspondería a un punto del brazo en la malla intraoperatoria. Los fiduciales azules son los calculados según el modelo de deformación siguiendo la asunción III.



Figura 2. De izquierda a derecha: superficie original (prono); superficie objetivo (supino); resultado de la deformación.

3. Resultados

De los 11 pacientes, 3 se han descartado por no ser visible el tumor en el CT y 2 por no disponer de una MRI que pueda ser segmentada para extraer la superficie preoperatoria. Por lo tanto, se han utilizado los datos de 6 pacientes para la validación.

De las 27 posibles combinaciones de parámetros de cálculo de la deformación laplaciana [9] se han utilizado solamente 3, ya que el resto de métodos producen deformaciones poco naturales, como muestra la Figura 3. El parámetro seleccionado como error para la validación es la diferencia entre el centroide de la malla del tumor en el CT y el centroide de la malla del tumor en la MRI una vez realizada la estimación de la posición.

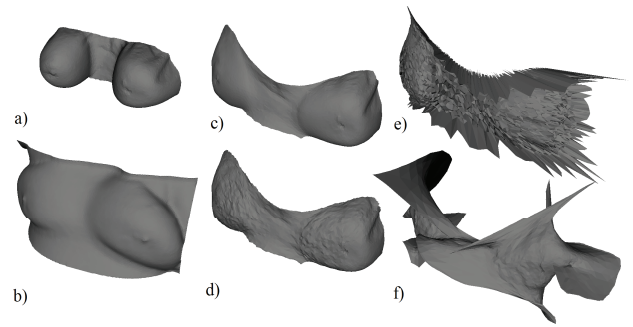


Figura 3. Algunos ejemplos de deformación: a) Superficie preoperatoria; b) superficie intraoperatoria; c) deformación con matriz laplaciana simétrica y pesos conformes; d) deformación con matriz laplaciana simétrica; e) deformación con matriz laplaciana normalizada y pesos según la distancia; f) deformación con la matriz laplaciana simétrica y normalizada.

La Figura 4 muestra el error para cada paciente y método. El método elegido por defecto para el algoritmo es el que utiliza una matriz laplaciana simétrica y pesos conformes (Figura 3.c). El error al utilizar este método es siempre menor que 1.5 cm, excepto en el paciente B. En este caso, la mama correspondiente a dicho tumor está especialmente deformada en el momento de la adquisición de la MRI, debido a la presión de la antena, como muestra la Figura 5. Esto dificulta los cálculos según la asunción IV, ya que el tumor está mucho más cerca de la piel en la MRI que en el CT, lo cual se confirmó numéricamente siendo en el resto de casos la diferencia de distancia menor a 5 mm y en este caso de 18 mm. Además, la presión de la antena puede haber modificado el estado de la piel en la parte lateral de la mama, lo cual entraría en conflicto con la asunción III del mismo apartado.

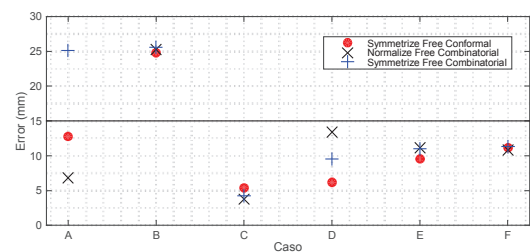


Figura 4. Error en la estimación de la posición del tumor para cada caso y método. Todas las distancias están expresadas en mm.

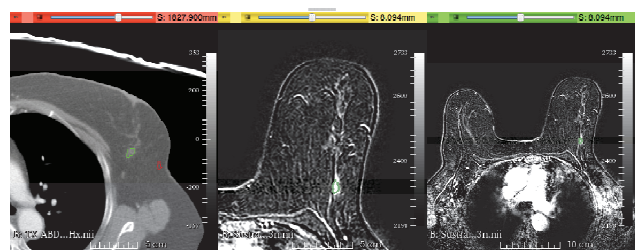


Figura 5. Imágenes del paciente B. De izquierda a derecha y de arriba abajo: superficie intraoperatoria y tumores; superficie preoperatoria; mama izquierda en el CT; mama izquierda en la MRI; comparación de las mamas en la MRI. En esta última imagen se muestra la diferencia de compresión entre ambas mamas.

La Figura 6 muestra gráficamente los resultados de la estimación del paciente C.

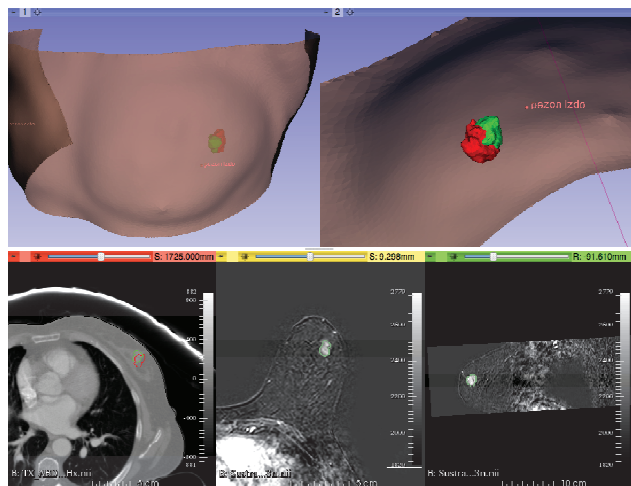


Figura 6. Resultados del paciente C. De izquierda a derecha y de arriba abajo: superficie intraoperatoria; detalle de los tumores real y estimado; mama izquierda en el CT (axial); mama izquierda en la MRI (axial); mama izquierda en la MRI (sagital). El tumor real se muestra en verde y el estimado en rojo.

El tiempo de cálculo es de aproximadamente 10 segundos utilizando mallas de unos 10 000 nodos cada una.

4. Conclusiones

En este trabajo se ha desarrollado y validado un método que permite estimar la posición del tumor en posición de decúbito supino durante una cirugía de cáncer de mama, a partir de una imagen preoperatoria de resonancia magnética adquirida en posición de decúbito prono. El sistema permite al cirujano visualizar la escena de manera intuitiva, utilizando modelos tridimensionales de la piel y el tumor. La evaluación de dicho método en 6 casos reales ha permitido estimar la localización del tumor de manera sencilla y rápida con un error menor de 1.5 centímetros en 5 de los 6 casos. Estos resultados son muy prometedores, especialmente teniendo en cuenta que se han alcanzado resultados similares con otras propuestas de la literatura que requieren de variaciones significativas del protocolo de adquisición, requiriendo marcadores o adquisición de MRI tanto en prono como en supino, y que computacionalmente son mucho más exigentes [11][12][13].

La técnica desarrollada en este proyecto es un primer acercamiento al sistema final que sería necesario implementar para poder ser utilizado en la práctica clínica. Es necesario continuar investigando para generar un modelo más preciso y robusto. Si la lesión permanece en el mismo cuadrante de la mama tras la estimación de la localización, es posible que esta información ya sea útil para el cirujano [13]. Además es un proceso mucho más rápido que el registro multimodal de imágenes tridimensionales, que puede suponer un coste computacional del orden de horas.

La interfaz gráfica puede ser fácilmente adaptada para su uso intraoperatorio. El cirujano debe introducir en el sistema solamente las imágenes pre- e intraoperatorias y

marcar la localización de los pezones utilizando, por ejemplo, 3D Slicer. Esto hace del sistema una herramienta portable y fácil de utilizar por cualquier operario.

Agradecimientos

Este estudio está parcialmente financiado por el proyecto TEC2013-48251-C2.

Referencias

- [1] M. L. Giger, et al. "Breast image analysis for risk assessment, detection, diagnosis, and treatment of cancer," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 15:327–357, 2013.
- [2] C. S. Kaufman, et al. "Excising the reexcision: stereotactic core-needle biopsy decreases need for reexcision of breast cancer," *World J. Surg.*, 22(10):1023–1027;1998.
- [3] S. P. Harlow, et al. "Intraoperative ultrasound localization to guide surgical excision of nonpalpable breast carcinoma," *J. Am. Coll. Surg.*, 189(3):pp. 241–246, 1999.
- [4] C. S. Kaufman, et al. "Intraoperative ultrasound facilitates surgery for early breast cancer," *Ann. Surg. Oncol.*, 9(10):988–993,2002.
- [5] P. A. Yushkevich, et al. "User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability," *NeuroImage*, 31(3):1116–1128,2006.
- [6] A. Fedorov, et al. "3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network," *Magn. Reson. Imaging*, 30(9):1323–1341,2012.
- [7] A. Myronenko and X. Song, "Point Set Registration: Coherent Point Drift," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 32(12):2262–2275,2010.
- [8] Botsch, M. and O. Sorkine "On linear variational surface deformation methods" *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 14(1):213-230, 2008.
- [9] "Toolbox Graph - File Exchange - MATLAB Central." [Online]. Available: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/5355-toolbox-graph>. [Accessed: 09-Jul-2015].
- [10] "Determination of a position in three dimensions using trilateration and approximate distances." [Online]. Available: http://www.academia.edu/492861/Determination_of_a_position_in_three_dimensions_using_trilateration_and_approximate_distances. [Accessed: 09-Jul-2015].
- [11] L. Han, et al. "A hybrid fem-based method for aligning prone and supine images for image guided breast surgery," in *2011 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 2011, pp. 1239–1242.
- [12] M. J. Pallone, "Combining Supine MRI and 3D Optical Scanning for Improved Surgical Planning of Breast Conserving Surgeries," *SPIE Medical Imaging Conference* 8316:117–125,2012.
- [13] C. Behrenbruch, K. Marias, et al. "Prone-Supine Breast MRI Registration for Surgical Visualisation," in *Medical Image Understanding and Analysis Conference*, 2001.