



Estructura del movimiento para el modelado 3D de un fantoma de mama con imágenes térmicas.

Rolando Flores Ochoa^{1✉}, María Elena Anaya Pérez², Carlos Anaya Eredias², Jesús Pacheco Ramírez², Víctor Hugo Benitez Baltazar²

¹Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla.
✉rolando.flores@upaep.edu.mx

²Universidad de Sonora. Departamento de Ingeniería Industrial.

Resumen

Estructura del movimiento (Structure from Motion SfM) son técnicas muy utilizadas en reconstrucción 3D, realidad aumentada, reconocimiento de lugares, etc. En el campo de la medicina la reconstrucción 3D de órganos es de utilidad a la hora en que un médico realiza un diagnóstico. En este trabajo se diseñó un fantoma de mama que simula en su interior un tumor y utilizando una cámara termográfica se obtuvieron termogramas que muestran las diferencias de temperatura en la superficie. Se utilizó SfM para obtener la reconstrucción 3D en nube de puntos, con la finalidad de conocer las dimensiones del fantoma de mama diseñado. De la nube de puntos se estimaron el diámetro horizontal y vertical del fantoma y la distancia a la cual fueron tomados los termogramas con un error de 12.07%, 6.46% y 4.42% respectivamente. También se obtuvo la profundidad del actuador desde diferentes puntos de la superficie en dos fantomas diferentes con un error en la estimación de 5.24 y 6.8 %. La reconstrucción 3D obtenida en nube de puntos del fantoma de mama puede ser un primer paso en el proceso de simular la reconstrucción 3D de un tumor mediante un fantoma de mama.

Palabras clave: fantoma de mama, nube de puntos, reconstrucción 3D, termografía.

Abstract

Structure from Motion SfM are techniques widely used in 3D reconstruction, augmented reality, recognition of places, etc. In the field of medicine, 3D reconstruction of organs is useful when a doctor makes a diagnosis. In this work, a breast phantom was designed that simulates a tumor inside and, using a thermographic camera, thermograms showing the surface temperature differences were obtained. SfM was used to obtain the 3D reconstruction in point cloud, in order to know the dimensions of the designed breast phantom. From the cloud of points the horizontal and vertical diameter of the phantom were estimated and the distance at which the thermograms were taken with an error of 12.07%, 6.46% and 4.42% respectively. The depth of the actuator is also obtained from different points of the surface in two different phantoms with an error in the estimate of 5.24 and 6.8%. The 3D reconstruction obtained in a point cloud of the breast phantom it can be a first step in the process of simulating the 3D reconstruction of a tumor using a breast phantom.

Keywords: breast phantom, point cloud, 3D reconstruction, thermography.

1. Introducción

En la actualidad, la reconstrucción en 3D basada en la Estructura del Movimiento (Structure from Motion – SfM) ha sido ampliamente estudiada por las comunidades de visión por computadora y gráficos. SfM tiene muchas aplicaciones potenciales en diferentes campos, como realidad



umentada, multivisión estéreo, localización basada en imágenes, modelado facial 3D, navegación basada en imágenes, reconocimiento de lugares, conducción autónoma y localización de cámaras [1]. SfM es una colección de técnicas que pueden reconstruir modelos de nubes de puntos 3D a partir de secuencias de imágenes. Comúnmente, un sistema SfM incluye los siguientes pasos: calibración de cámara, seguimiento de características, estimación de posición de cámara, triangulación y ajuste de paquetes [2], [3].

En [4] se define SfM como el proceso de estimar la estructura 3D de una escena a partir de un conjunto de imágenes 2D. También muestra los pasos de cómo estimar las poses de una cámara calibrada a partir de dos imágenes y reconstruir la estructura 3D de la escena con un factor de escala conocido. La introducción de la visualización de imágenes en imágenes médicas a través de las nuevas tecnologías en el diagnóstico y los tratamientos son tecnologías que dependen de la reconstrucción por computadora. La visualización de imágenes en 3D puede ser útil para el médico en el momento de emitir un diagnóstico, ya que las imágenes médicas brindan información importante sobre los órganos y sus propiedades [5]. Las imágenes médicas desempeñan un papel importante en el área de la salud cuando se trata de obtener el diagnóstico de una enfermedad y soportan la información clínica con mayor precisión. Existen diferentes sistemas de adquisición para capturar imágenes médicas, tales como investigaciones en las que se utilizan diferentes métodos y algoritmos para reconstruir en 3D órganos del cuerpo humano a partir de imágenes en 2D [6]. En los últimos años, se ha investigado el uso de la termografía como una técnica alternativa para el diagnóstico del cáncer de mama. También se ha desarrollado investigación para proporcionar información adicional a la que se encuentra en una imagen térmica del tórax. Estos estudios reconstruyen el seno en 3D a partir de imágenes 2D y proporcionan información espacial sobre el caso en estudio [7], [8].

En el trabajo realizado por [9] se desarrolló un simulador termográfico de tórax para enfermedades mamarias con el objetivo de simular las características hipertérmicas de las patologías mamarias en un área definida como el primer paso en la capacitación de profesionales de la salud en técnicas de termografía. En el trabajo de [10] se han estimado el tamaño, la ubicación radial y la ubicación angular de un tumor maligno en un seno humano en 3D. En la simulación utilizó la Ecuación de transferencia de Pennes bioheat (PBHE por sus siglas en inglés) que describe con éxito el comportamiento térmico de un tejido vivo que tiene perfusión de sangre. Se resuelve numéricamente el modelo de PBHE para obtener el perfil de temperatura de la superficie de la piel del seno. Otro hallazgo fue que, dependiendo del tamaño y la ubicación del tumor, los perfiles de temperatura eran similares en naturaleza.

En las últimas tres décadas, se ha investigado la reconstrucción de órganos en 3D a partir de imágenes médicas. Pero pocas investigaciones se han centrado en la reconstrucción 3D de tumores de cáncer de mama. Debido a la complejidad, la mayoría de las reconstrucciones de cáncer de mama se han realizado con imágenes por resonancia magnética (MRI). También, se investiga la creación de un método capaz de reconstruir tumores 3D mediante mamografía [6]. Por otro lado, la termografía es una técnica no invasiva, libre de radiación, indolora, una buena opción en mujeres jóvenes, mujeres embarazadas, senos densos o con implantes metálicos [11]. Además de brindar mayor alcance en áreas rurales por ser un equipo más económico que el utilizado en MRI o mamografía y el no ocupar de infraestructura especializada lo vuelve manejable y de fácil transportación a áreas rurales [12].

Según [13] la termografía es una técnica de imagen no invasiva con la cual se detecta y registra la variación de temperatura en la superficie de la piel y proporciona una representación visual de la emisión infrarroja del tejido corporal. El principio de la termografía mamaria es que la actividad metabólica y la circulación sanguínea del tejido mamario anormal son mayores que la del tejido mamario normal, lo que podría ser un indicador de enfermedad o infección. La temperatura de la piel del seno con tumor puede ser de hasta 3.2 °C mayor que la del tejido normal [14].

En este artículo, SfM se utiliza para obtener la reconstrucción de un fantoma de mama utilizando imágenes termográficas. El fantoma está diseñado con un actuador o resistencia en su interior que genera calor, el cual viaja a la superficie, lo que hace posible obtener imágenes infrarrojas [9]. La reconstrucción 3D obtenida en una nube de puntos muestra la distancia a la que se tomaron los termogramas, así como el diámetro aproximado del fantoma y el gradiente de temperatura. Estos resultados son importantes porque permiten obtener información sobre el fantoma, por ejemplo: la distancia de la cámara con la que se capturaron los termogramas, el diámetro del fantoma, el área con la temperatura más alta en el fantoma, cómo se transfiere el calor a través del material utilizado como fantoma y el gradiente de temperatura.

El desarrollo de este trabajo incluye las secciones de introducción, metodología en la cual se describe el diseño y construcción del fantoma y del actuador que simula el tumor, se explica el procedimiento utilizado para obtener los termogramas y el proceso de reconstrucción 3D del fantoma en nube de puntos y, por último, las secciones de resultados y conclusiones del trabajo.

2. Metodología

La figura 1 muestra la metodología que se siguió en el presente trabajo para obtener la nube de puntos del fantoma de mama. Las etapas de la metodología se presentan a detalle en las secciones siguientes.

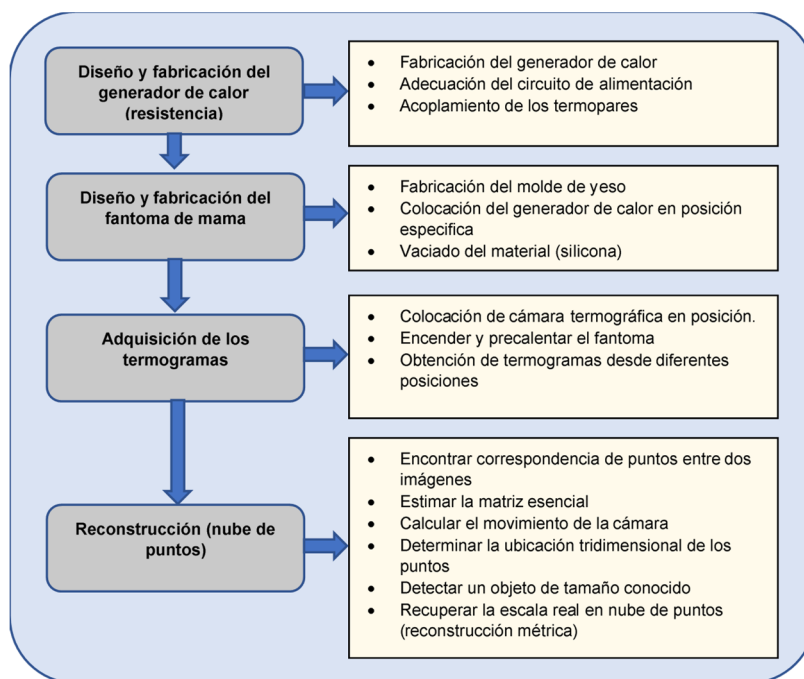


Figura 1. Metodología para la obtención de la nube de puntos.

2.1. Diseño y fabricación del generador de calor (resistencia)

El actuador es una parte importante en el diseño del fantoma, ya que es necesario generar una diferencia de temperatura entre el fantoma y el actuador para que pueda ser observado por la cámara termográfica. Para obtener los valores de temperatura generados por la resistencia, se utilizó

un termopar tipo K. El actuador fue construido de un material epoxi en forma de esfera con diámetro de 1 cm y dentro de la esfera se colocó una resistencia de 330 ohmios a 1 watt.

En la construcción del actuador, se usó cable AWG 20, que se soldó a la resistencia para llevar los extremos hacia el exterior del fantoma para su conexión posterior. Se utilizó la ecuación de potencia eléctrica (1) para obtener el voltaje adecuado que se debe suministrar para generar la disipación de calor.

$$P = \frac{V^2}{R} \quad (1)$$

Donde:

P : Potencia

V : Voltaje

R : Resistencia

2.2. Diseño y fabricación del fantoma de mama

Para simular la mama, se diseñó y fabricó un fantoma de silicona apariencia piel con forma de media esfera y un diámetro de 13 cm el cual se muestra en la figura 2. Estudios sobre la detección de cáncer [15], [16] reportan que el tamaño de un tumor no palpable es de $1.29 \text{ cm} \pm 0.85$, por lo que el fantoma está diseñado para simular un tumor no palpable de 1 cm de diámetro, el cual se encuentra ubicado a 3.25 cm de profundidad en el centro del fantoma de acuerdo con los resultados obtenidos en [17] donde se logró determinar el tamaño mínimo y la profundidad máxima de tumores que pueden resolver las imágenes infrarrojas con sensibilidades de 20, 100 y 200 mK.

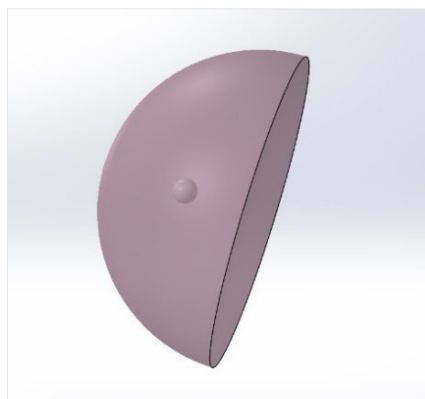


Figura 2. Diseño del fantoma de mama utilizado para obtener imágenes térmicas.

El diseño incluye tres termopares que se utilizan para medir la temperatura interna, los tres ubicados en el centro del fantoma a diferente profundidad. El primer termopar se encuentra a 3.25 cm de profundidad unido al actuador (resistencia) y el resto separados 1.05 cm de forma equidistante entre la superficie y el primer termopar. Estos termopares se utilizan para medir la temperatura a diferentes profundidades y saber cómo viaja el calor a través del fantoma. La lectura de los termopares se midió con un multímetro FLUKE 180 con una precisión en la medición de $\pm 1 \%$.

2.3. Adquisición de los termogramas.

Para la adquisición de los termogramas, se utilizó un prototipo capaz de obtener los termogramas desde diferentes posiciones, ver figura 3. Se empleó la cámara termográfica Jenoptik

384 de alta resolución con una sensibilidad en la medición <30 mK. En este caso, la cámara termográfica estaba en una posición fija y el fantoma tenía movimiento horizontal, inclinación perpendicular al movimiento horizontal y rotación alrededor de su propio eje. Estos movimientos son realizados por motores a pasos que permiten alcanzar las posiciones equivalentes para capturar un termograma desde el frente, el lado izquierdo, el lado derecho, la parte superior y la parte inferior.

Para capturar las imágenes térmicas, primero se colocó el fantoma en el prototipo mencionado anteriormente, se ajustó la distancia de la cámara a 56 cm, distancia mayor a la distancia mínima de enfoque de la cámara. Se utilizó una fuente de alimentación para suministrar 18 voltios al actuador que está dentro del fantoma y, por lo tanto, generar una diferencia de temperatura entre ambos. Al suministrar la energía, el actuador comienza a generar calor. En ese momento, se inicia la lectura del termopar, que está unido al actuador para registrar el aumento de temperatura y para conocer el tiempo que tarda en estabilizarse, ver figura 4. Una vez estabilizada la temperatura del actuador, se capturaron los termogramas.

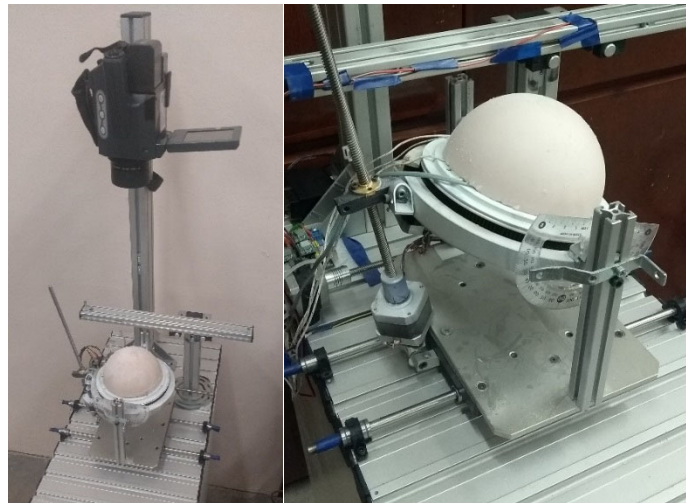


Figura 3. Prototipo para la captura de los termogramas.

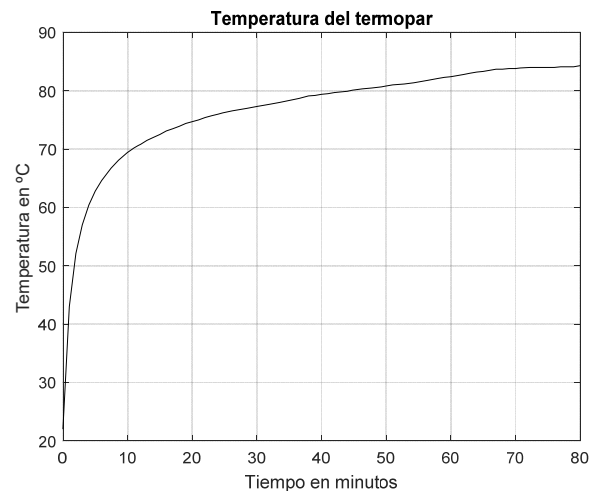


Figura 4. Mediciones de temperaturas obtenidas con el termopar tipo K.

Dichos termogramas se capturaron a una temperatura ambiente de 25 °C, se tuvo precaución de no tener reflejos de lámparas o fuentes de calor externas, así como un cuidado especial para lograr un buen enfoque de la imagen con la finalidad de obtener un mejor termograma.

En las figuras 5a y 5b se muestran imágenes del fantoma, la imagen de la figura 5a corresponde a una imagen visible a la que se le sobrepone la imagen térmica del fantoma y en 5b solo la imagen visible, éstas se obtuvieron utilizando una opción de la cámara para unir las imágenes. En la imagen térmica se puede ver el calor generado por el actuador que se encuentra dentro del fantoma a 3.25 cm de profundidad.

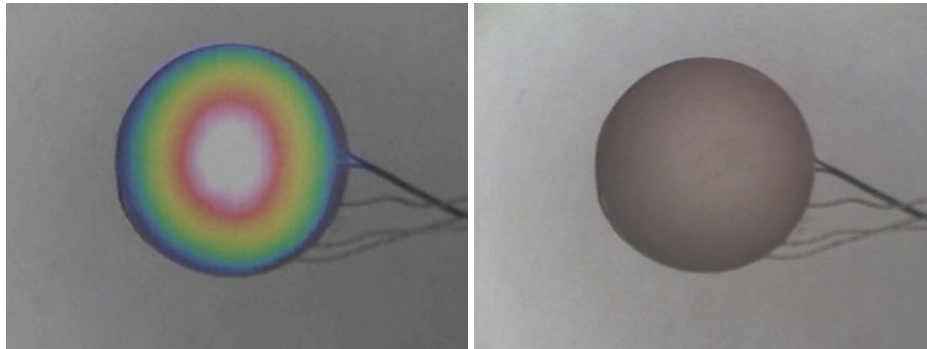


Figura 5. a) Imagen térmica del fantoma. b) Imagen visible del fantoma.

Una vez que la temperatura del actuador se estabilizó, se procedió a capturar los termogramas. Para realizar las pruebas se capturaron termogramas desde diferentes posiciones con:

- Diferencia en inclinación del fantoma de 1°, 5° y 10° entre cada captura de termograma.
- Diferencia en desplazamiento horizontal de 1 cm considerando el eje vertical del centro de la cámara como el origen.

En la tabla 1 se pueden apreciar las diferencias entre capturas. Se utilizaron combinaciones de parejas de termogramas para realizar la reconstrucción, siendo las parejas con diferencia de 1 cm entre ellas y coincidentes con el centro de la cámara las que arrojaron mejores resultados, por lo que se utilizaron para la reconstrucción los termogramas capturados solo con movimiento horizontal y 1 cm de desplazamiento.

Tabla 1. Diferencias entre capturas de termogramas.

	Termogramas				
Inclinación 1°	-2°	-1°	0°	1°	2°
Inclinación 5°	-10°	-5°	0°	5°	10°
Inclinación 10°	-20°	-10°	0°	10°	20°
Desplazamiento horizontal	Termogramas				
1 cm	De -5 cm a 5 cm				

Las figuras 6a y 6b corresponden a termogramas tomados a una distancia de 56 cm entre el fantoma y la cámara termográfica. En ambas imágenes se observa en el lado derecho la escala de temperatura y en la parte inferior se observan dos puntos calientes que fueron colocados como

referencias para aumentar la correspondencia de puntos. La imagen de la figura 6a es coincidente con el centro de la cámara y la imagen de la figura 6b tiene un desplazamiento horizontal de 1 cm a la izquierda.

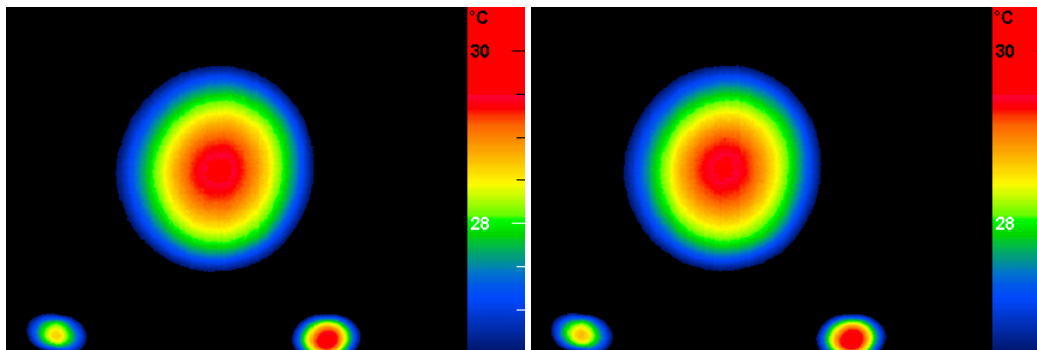


Figura 6. a) Coincidente con el centro de la cámara. b) 1 cm a la izquierda, movimiento horizontal.

2.4. Reconstrucción

Para obtener la reconstrucción del fantoma en 3D, primeramente, se utilizó el software VarioCapture 2.4. para ajustar los parámetros: rango y nivel de temperaturas de interés, además de paleta de colores, lo cual contribuyó a obtener un termograma con el menor ruido posible para facilitar el procesamiento posterior de la imagen. Después, los termogramas se pasaron a imágenes en formato .mpg para su análisis posterior.

Considerando que se puede de antemano contar con un fantoma ya diseñado, se presentan en el diagrama de la figura 7 las etapas de adquisición de los termogramas y la etapa de reconstrucción 3D en nube de puntos.

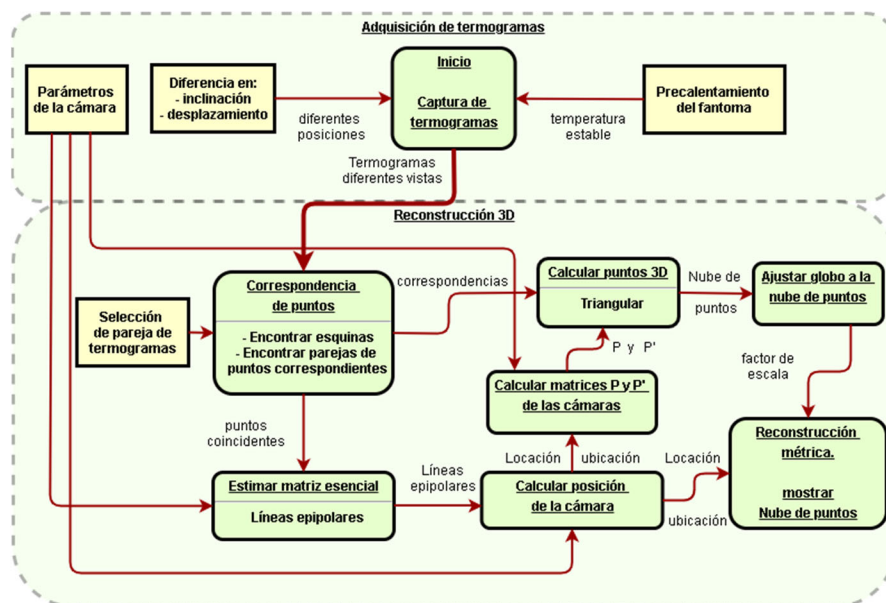


Figura 7. Diagrama del sistema de reconstrucción 3D.

Para obtener la nube de puntos con el factor de escala correspondiente se utilizó MATLAB® 2016 y se siguieron los pasos descritos en [4], donde se presenta el esquema del método de reconstrucción utilizando dos imágenes de la escena. La tarea de reconstrucción es encontrar las matrices P y P' de la cámara, así como los puntos X_i 3D de modo que se satisfaga la ecuación (2):

$$x_i = PX_i \quad x'_i = P'X_i \quad \text{para toda } i. \quad (2)$$

En esta etapa se desarrolla el esquema del método de reconstrucción según [18], también se presentan las instrucciones de Matlab utilizadas:

- Encontrar correspondencia de puntos entre dos imágenes.
 Para encontrar correspondencia entre las imágenes, primeramente, se debe utilizar un detector de esquinas, Matlab utiliza el detector de Shi-Tomasi de la ecuación (5), el cual es probablemente el más utilizado. En [19] se explican las mejoras del detector de esquinas de Shi-Tomasi con respecto al detector de esquinas de Harris, ecuación (4).

$$M = \sum_{x,y} w(x,y) \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$R = \det M - k(\text{Traza}(M))^2 \quad (4)$$

$$R = \min(\lambda_1, \lambda_2) \quad (5)$$

donde:

I_x y I_y son gradientes de intensidad en la dirección x e y .

λ_1 y λ_2 son los valores propios de la matriz M .

Para encontrar correspondencia de puntos entre las dos imágenes se utilizó la instrucción `detectMinEigenFeatures`. En la figura 8a se aprecian las parejas de puntos encontradas en las imágenes utilizadas en este proceso (figura 6 a y b). La correspondencia de puntos se muestra en la figura 8b junto con la línea epipolar, también se puede apreciar en el centro de esta figura el desplazamiento horizontal de 1 cm entre imágenes.

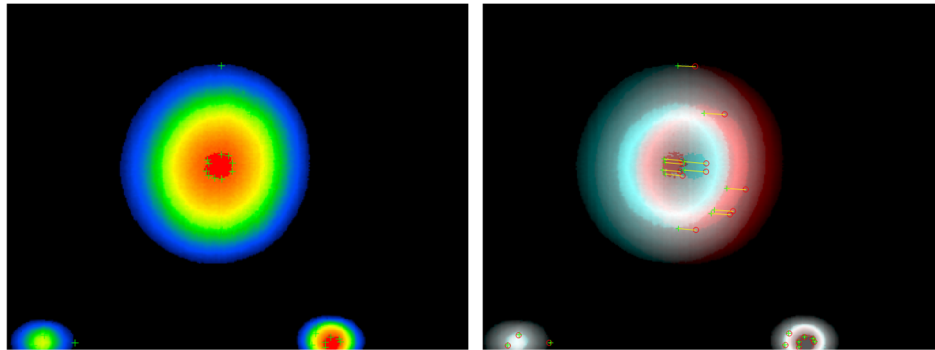


Figura 8. a) Parejas de puntos encontradas. b) Correspondencia de puntos y línea epipolar.

- Estimar la matriz esencial.
 Dado un conjunto de correspondencias $x_i \leftrightarrow x'_i$ en dos imágenes, la matriz esencial E satisface la condición $x_i'^T E X_i = 0$ para toda i . Función de Matlab utilizada `estimateEssentialMatrix`.



- Calcular el movimiento de la cámara.
Se calculó la ubicación y orientación de la segunda cámara en relación con la primera mediante la función de Matlab `relativeCameraPose`.
- Determinar la ubicación tridimensional de los puntos.
Se estimó la ubicación tridimensional correspondiente a los puntos coincidentes utilizando la función triangular de Matlab `triangulate`.
- Detectar un objeto de tamaño conocido.
Se utilizó la instrucción `pcfitsphere` de Matlab ya que ajusta una esfera a la nube de puntos que tiene una distancia máxima permitida desde un punto interno a la esfera. La función devuelve un modelo geométrico que describe la esfera, el cual se utiliza en el siguiente punto.
- Recuperar la escala real en nube de puntos (reconstrucción métrica)
Para recuperar la escala de la nube de puntos se utilizó el modelo geométrico obtenido en el punto anterior ajustándolo al radio que se está buscando, en este caso el radio del fantoma que se diseñó.

3. Resultados

Las temperaturas internas del fantoma obtenidas mediante los termopares y la lectura de la temperatura en la superficie del fantoma obtenida con la cámara termográfica, se utilizaron para obtener la ecuación (6) la cual describe el comportamiento de la temperatura desde el interior hacia la superficie.

$$y = 42.367x^{-0.293} \quad (6)$$

En la figura 9 se puede observar el comportamiento en la pérdida de calor, desde el interior del fantoma hasta la superficie de este. Utilizando la ecuación (6) se puede estimar la profundidad del actuador que se encuentra en el interior del fantoma, es decir si suponemos una temperatura en la superficie de 35°C obtendremos una profundidad calculada de 1.91 cm. La temperatura en la superficie del fantoma registrada por la cámara termográfica fue de 29.5 °C por lo que según el modelo el actuador se encuentra a 3.43 cm, por lo que para este caso existe un error de 5.24%.

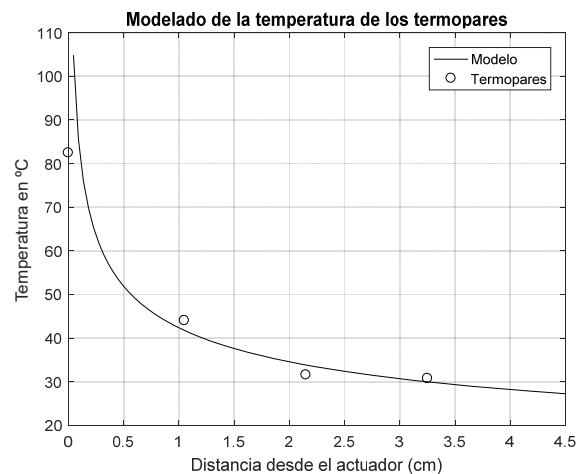


Figura 9. Comportamiento de la temperatura en el interior del fantoma.

Para validar el modelo encontrado en (6) se construyó otro fantoma con las mismas características, solo con diferente posición y profundidad del actuador, a 47° y 2.48 cm de profundidad, ver figura 10. En la figura 10a se observa la gráfica de la ubicación del actuador, mientras que la figura 10b muestra el termograma del fantoma donde se puede apreciar la temperatura máxima alcanzada y la distribución del calor. Utilizando el modelo potencial (6) y se estimó la profundidad del actuador y se obtuvo un resultado de 2.31 cm y un error porcentual de 6.8%.

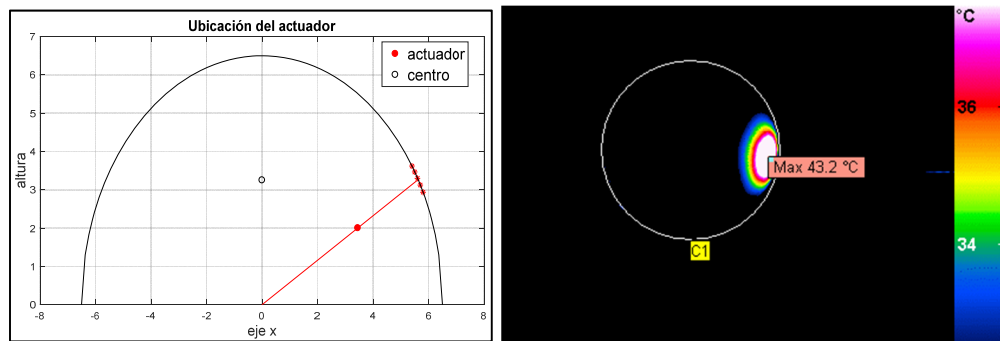


Figura 10. a) Ubicación del actuador. b) Termograma del fantoma.

Usando las imágenes que se muestran en las figuras 6a y 6b, se obtuvo la reconstrucción del fantoma en nube de puntos, la cual se muestra en la figura 11 y se puede observar que el diámetro de la nube de puntos obtenida fue de 11.43 cm de ancho y 12.16 cm de alto, dimensiones que aproximadamente corresponde al diámetro del fantoma utilizado. También se puede observar que para la dimensión de 56 cm que se utilizó entre la cámara termográfica y el fantoma, se obtuvo un promedio de 58.48 cm de profundidad (ver tabla 2), la cual corresponde a la coordenada "z" en la nube de puntos.

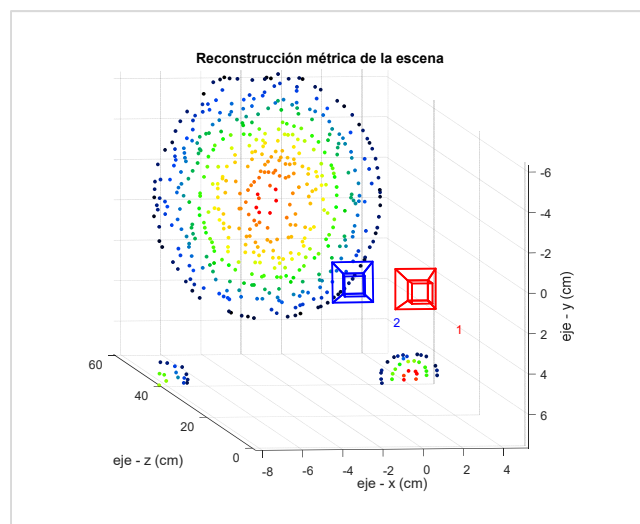


Figura 11. Reconstrucción del fantoma en nube de puntos.



En este trabajo se utilizó silicona apariencia piel para construir el fantoma de mama, la temperatura del actuador dentro del fantoma alcanzó 84 °C y en la superficie del fantoma se registraron 29.5 °C, esta última temperatura se leyó con la cámara termográfica Jenoptik 384 de alta resolución, alcanzando un tiempo de estabilización de la temperatura de 75 minutos. La diferencia de temperatura entre el actuador y la superficie del fantoma es debido al material utilizado, sin embargo, lo que se ocupa en este caso, es que existan diferencias de temperatura en la superficie del fantoma que puedan ser detectadas por la cámara termográfica, considerando que en un caso real puede existir una diferencia cercana a los 3.2 ° C entre el tejido sano y uno enfermo [14].

Tabla 2. Coordenadas obtenidas de la nube de puntos.

	Coordenadas (localización en cm)		
	x	y	z
Mínimo	-7.04	-6.55	54.04
Máximo	4.38	5.61	63.54
Diámetro	11.43	12.16	
Distancia promedio			58.48
Error porcentual %	12.07	6.46	4.42
Desviación estándar			1.68

4. Conclusiones

SfM es una técnica muy utilizada en la reconstrucción 3D, en este trabajo se utilizó con imágenes térmicas obtenidas del fantoma diseñado, a partir de las cuales fue posible reconstruir el fantoma en una nube de puntos 3D y obtener información geométrica del fantoma y la distancia a la cual fueron capturados los termogramas, así como identificar la zona más caliente por medio del código de colores que se muestra en los termogramas y estimar la profundidad del actuador.

En las pruebas realizadas se observó que se obtienen mejores resultados cuando la zona más caliente del fantoma coincide con el centro de la cámara, por lo tanto, es recomendable centrar la zona más caliente a la hora de capturar los termogramas para obtener el espectro completo.

Los resultados obtenidos muestran que es posible usar (SfM) e imágenes térmicas del fantoma para obtener la nube de puntos en 3D. Además, los resultados se pueden considerar como un primer paso para simular la reconstrucción en 3D de un tumor de cáncer de mama mediante el uso del fantoma.

Como trabajo futuro se plantea utilizar la información obtenida en el presente trabajo como base para el desarrollo de una metodología que permita obtener la reconstrucción 3D del fantoma y del actuador interno, así como, profundidad y diámetro del actuador.

Agradecimientos

Se reconoce el apoyo brindado por la Universidad de Sonora para realizar los estudios de doctorado en Ingeniería Mecatrónica y por todas las facilidades proporcionadas durante el curso del posgrado.



Referencias Bibliográficas

- [1]. Cao, M. W., Jia, W., Zhao, Y., Li, S. J. & Liu, X. P. Fast and robust absolute camera pose estimation with known focal length. *Neural Comput. Appl.* 29, 1383–1398, 2018.
- [2]. Cao, M. et al. Fast and robust local feature extraction for 3D reconstruction. *Comput. Electr. Eng.* 71, 657–666 (2018).
- [3]. Schonberger, J. L. & Frahm, J.-M. Structure-from-Motion Revisited. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Structure-from-Motion*, pp. 4104–4113, 2016.
- [4]. Structure From Motion From Two Views - MATLAB & Simulink. Available at: <https://www.mathworks.com/help/vision/examples/structure-from-motion-from-two-views.html>. (Accessed: 22nd February 2019)
- [5]. Kadhim Al-Shayeh, K. & Shaban Al-Ani, M. Efficient 3D Object Visualization via 2D Images. *IJCSNS Int. J. Comput. Sci. Netw. Secur.* vol. 9, no. 11, 2009.
- [6]. Kadhim Al-Shayeh, Q. & Shaban Al-Ani, M. An Efficient Approach to 3D Image Reconstruction. *IJCSNS Int. J. Comput. Sci. Netw. Secur.* vol. 16, no. 8, p. 35, 2016.
- [7]. Chernov, V., Davila-Peralta, C. & Barboza-Flores, M. 3D dynamic thermography system for biomedical applications. *Conference: Quantitative InfraRed Thermography*, 2016.
- [8]. Chernov, V., Davila-Peralta, C. & Barboza-Flores, M. A Computer Tool for Construction of 3D Infrared Thermograms and Anatomical Selection of Characteristic Areas on a Human Body. *Conference: Quantitative InfraRed Thermography, Asia 2015*.
- [9]. Avila-Castro, I. A. et al. Thorax thermographic simulator for breast pathologies. *Rev. Mex. Trastor. Aliment.* 15, 143–151, 2017.
- [10]. Das, K. & Mishra, S. C. Simultaneous estimation of size, radial and angular locations of a malignant tumor in a 3-D human breast – A numerical study. *J. Therm. Biol.* 52, 147–156, 2015.
- [11]. Wakankar, A. T. & Suresh, G. R. Automatic diagnosis of breast cancer using thermographic color analysis and SVM classifier. in *Advances in Intelligent Systems and Computing* 530, 21–32 (Springer Verlag, 2016).
- [12]. Gutierrez-Delgado, F. & Vázquez-Luna, J. G. Feasibility of New-generation Infrared Imaging Screening for Breast Cancer in Rural Communities. *Oncology & Hematology Review (US)* 06, 60, 2010.
- [13]. Morrison, A. Infrared Thermography for Population Screening and Diagnostic Testing for Breast Cancer. *Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health* 7, 2012.
- [14]. Ameca, M. Y. Validación Cuantitativa de Información Termográfica para el Pre-diagnóstico de Cáncer de Mama. TESIS DE MAESTRÍA. Laboratorio Nacional de Informática Avanzada, 2012.
- [15]. Warren, S. L., Bhutiani, N., Agle, S. C., Martin, R. C. G., McMasters, K. M., & Ajkay, N. Differences between palpable and nonpalpable tumors in early-stage, hormone receptor-positive breast cancer. *American Journal of Surgery* 216, 326–330, 2018.
- [16]. Narod, S. A. Age of diagnosis, tumor size, and survival after breast cancer: implications for mammographic screening. *Breast Cancer Research and Treatment* 128, 259–266, 2011.
- [17]. González, F. J. Thermal simulation of breast tumors. 53, 323–326, 2007.
- [18]. Hartley, R. & Zisserman, A. Multiple view geometry in computer vision. Cambridge University Press, ISBN: 0521540518, second edition, 2004.
- [19]. Juranek, L., Stastny, J. & Skorpil, V. Effect of Low-Pass Filters as a Shi-Tomasi Corner Detector's Window Functions. 41st International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP) 1–5. IEEE, 2018.