

Extracción de superficie con escáner de luz estructurada para tomografía de ángulo limitado

X. Ye¹, C. de Molina^{1,2}, N. Ballesteros^{1,2}, A. Martínez², M. Desco^{1,2,3,4}, M. Abella^{1,2,3,4}

¹ Depto. Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, España, {monica.abella, manuel.desco}@uc3m.es

² Instituto de Investigación Sanitaria Gregorio Marañón, Madrid, España, {desco, mabella}@hggm.es

³ Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares Carlos III (CNIC), Madrid, España

⁴ Centro de investigación en red en salud mental (CIBERSAM), Madrid, España

Resumen

En una adquisición estándar de TAC se obtiene un número elevado de proyecciones alrededor de la muestra cubriendo un rango angular de 360°. Sin embargo, existen diferentes escenarios en los que únicamente se pueden adquirir pocas proyecciones en un rango angular reducido. La reconstrucción 3D de estos datos limitados requiere métodos avanzados que incorporen información a priori para compensar la falta de datos. En la literatura se ha propuesto el uso de la información de superficie para la recuperación del contorno de la muestra pero únicamente se han evaluado en simulación y su aplicación práctica incluyendo la extracción de la superficie no ha sido explorada.

En este trabajo se propone el uso de un escáner de luz estructurada para la extracción de la superficie y se describe el protocolo completo para la obtención de imagen 3D a partir de datos limitados. El protocolo propuesto se ha evaluado en un estudio de pequeño animal con el escáner de superficie 3D Artec Eva mostrando la viabilidad de la propuesta.

1. Introducción

En una adquisición estándar de TAC se obtiene un número elevado de proyecciones alrededor de la muestra cubriendo un rango angular de 360°. Sin embargo, existen escenarios de tomografía de ángulo limitado en los que se obtiene un número reducido de proyecciones en un rango angular mucho menor de 360° debido a limitaciones de movimientos (durante cirugía, UCI). Así mismo, en aplicaciones como TAC de energía dual o *gating* respiratorio se obtienen conjuntos de proyecciones limitados para cada voltaje de la fuente o para cada fase del ciclo respiratorio respectivamente. La reconstrucción de estos datos de ángulo limitado con métodos convencionales como FDK presenta diferentes artefactos, principalmente rayas y distorsión de los bordes, que afectan gravemente a la calidad de las imágenes finales.

Para reducir estos artefactos, se pueden utilizar métodos avanzados de reconstrucción que compensen la falta de datos incorporando información a priori, resolviéndolo iterativamente como un problema de optimización [1-5]. En [6] los autores propusieron incorporar la superficie de la muestra como información a priori y así ayudar al problema de reconstrucción restringiendo la solución al subespacio comprendido por la superficie. Resultados preliminares demostraron la mejora significativa reduciendo los artefactos y recuperando el contorno de la

muestra cuando la información de superficie se añadía al problema. Sin embargo, la evaluación fue solo con simulaciones y su aplicación práctica incluyendo la extracción de la superficie no ha sido explorada.

Para la extracción de esta superficie existen dos tipos de escáneres 3D en función de si hay contacto con el objeto o no. Los primeros aportan suficiente precisión cuando se trata de objetos rígidos. Sin embargo, para el caso de tejido blando se producen deformaciones debido a posibles variaciones en la fuerza de contacto del puntero. Los escáneres 3D sin contacto evitan este problema. Entre ellos, el escáner *ConoProbe Mark*, dispositivo basado en holografía conoscópica [7] que emplea la técnica de interferometría y obtiene puntos en 3D de la superficie integrando las medidas de distancias realizadas con un sistema de posicionamiento basado en cámaras de infrarrojo. Este dispositivo es especialmente útil para cavidades biológicas, superficies reflectantes o transparentes pero supone un tiempo elevado de adquisición. Por otra parte, el escáner de luz 3D *Artec Eva* obtiene la superficie en poco tiempo con un dispositivo portátil y no requiere la instalación de cámaras de infrarrojos. Este escáner se basa en la proyección de patrones de luz tipo cuadrícula y en el análisis de la distorsión de dichos patrones. Por estas razones, este escáner es el más adecuado para la obtención de superficie de un paciente en escenarios de radiología.

En este trabajo se presenta un protocolo completo para la obtención de una imagen 3D a partir de datos de tomografía de ángulo limitado. Esto es posible gracias al registro de la superficie de la muestra obtenida con el escáner de luz estructurada 3D *Artec Eva* con las proyecciones adquiridas. El proceso completo se ha probado en un TAC de pequeño animal mostrando la viabilidad del protocolo.

2. Generación de superficie

En la Figura 1 se muestra el flujo de trabajo propuesto para la tomografía de ángulo limitado basada en la extracción de superficie con el escáner 3D portátil Artec Eva (Artec3D).

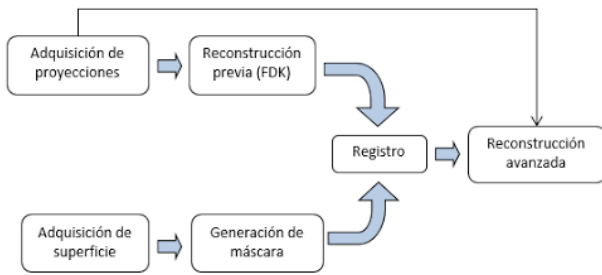


Figura 1. Flujo de trabajo propuesto para tomografía de ángulo limitado

2.1. Adquisición de datos

Para la adquisición de las proyecciones, se colocan tres marcadores radiopacos no metálicos con un diámetro de 4 mm (Figura 2), suficiente para ser visibles por el escáner 3D y así facilitar el registro de la superficie.



Figura 2. Posición de los marcadores sobre la muestra bajo estudio

Se realiza una adquisición TAC de un estudio de roedor utilizando el escáner de pequeño animal Argus PET/TAC (Sedecal) [8] con los siguientes parámetros: 340 μ A, 45 KeV y 360 proyecciones con tamaño de píxel de 0.2 mm. Para simular la obtención de datos de ángulo limitado se seleccionan solo 45 proyecciones en un rango angular limitado de 90°.

A continuación, adquirimos la superficie con el escáner 3D Artec Eva realizando un barrido alrededor de la muestra cubriendo todos los ángulos como se aprecia en la Figura 3.



Figura 3. Captura de la superficie de la muestra con el escáner 3D Artec Eva

2.2. Generación de máscara de superficie

Utilizamos el propio software del escáner, *Artec Studio*, para generar el archivo .stl que contiene la malla poligonal a partir de la cual se generará la máscara.

Para ello, fusionamos diferentes barridos con la opción *fusion* generando el resultado mostrado en la Figura 4-A.

A continuación, se limpian todos los objetos que no pertenecen a la muestra con la herramienta manual *Eraser* generando la imagen mostrada en Figura 4-B.

Para el resto de objetos pequeños y desconectados que no han sido eliminados manualmente se utiliza un filtro (opción *Small Objects Filter*) que nos permite quedarnos únicamente con la muestra.

Tras este paso, es importante cubrir todos los agujeros, huecos y bordes con *Hole filling* para generar un volumen cerrado (Figura 4-C).

Finalmente, se centra la malla generada en el sistema de coordenadas deseado (Figura 4-D).

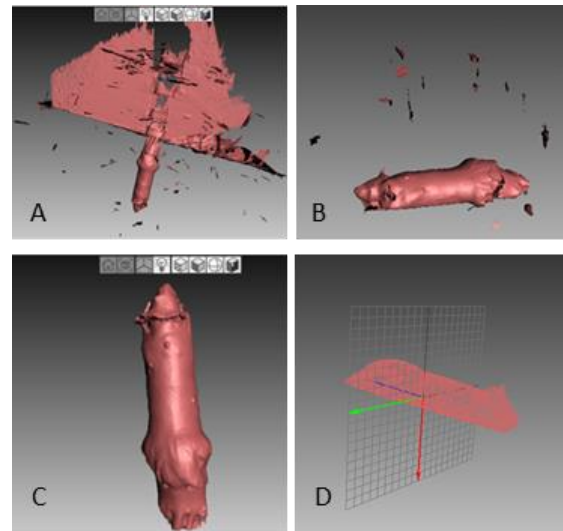


Figura 4. A: datos crudos fusionados sin procesar; B: datos limpiados de objetos grandes; C: datos limpios de objetos pequeños y con las cavidades rellenas; D: datos centrados

El resultado es una malla con la información de los vértices y caras de los polígonos que la forman. Para generar la máscara es necesario convertir los vértices en coordenadas de vóxel asignando "1" a los vóxeles delimitados por la malla y "0" a los vóxeles del fondo. Esto se realiza con la función *Polygon2Voxel* de Dirk-Jan Kroon [9] en Matlab que subdivide los polígonos hasta que el borde más largo mida menos de la mitad de la dimensión del vóxel.

2.3. Registro

La máscara generada anteriormente contiene el volumen entero de la muestra y es necesario corresponder la máscara con la región adquirida en el TAC.

Para ello, se realiza una reconstrucción previa usando *Mongoose* [10], método basado en FDK sobre la que se segmentan los marcadores de forma manual. La correspondencia entre esta reconstrucción previa y la máscara generada se realiza mediante un registro rígido por marcadores con la herramienta *3D Slicer* (<https://www.slicer.org/>). Como resultado obtenemos la máscara orientada y ajustada al campo de visión

adquirido en el TAC. Finalmente con este resultado se realiza un registro más fino basado en información mutua.

La Figura 5 muestra la correspondencia entre la máscara obtenida con el escáner 3D sobre la imagen obtenida a partir de la reconstrucción de datos completos (referencia).

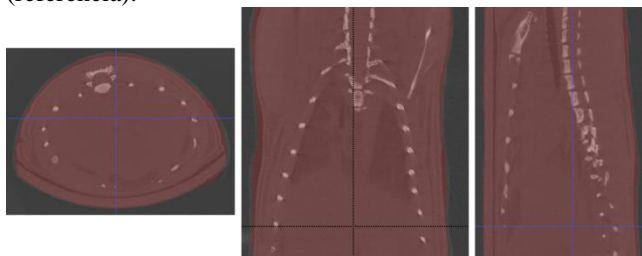


Figura 5. Máscara obtenida con el escáner de superficie (en rojo) superpuesta con la imagen TAC de datos completos (referencia)

Para la evaluación del método se obtiene la máscara ideal a partir de la segmentación de la imagen TAC referencia mediante umbralización y posterior procesamiento morfológico. La Figura 6 muestra la máscara ideal (en blanco) sobre la máscara obtenida con el escáner de superficie. Para su evaluación cuantitativa se ha calculado el índice Sørensen-Dice entre la máscara escaneada y la ideal que nos indica que existe un 94.92% de similitud entre ambas máscaras.

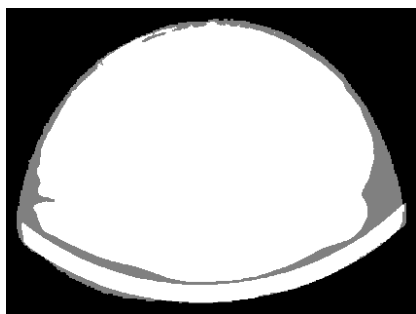


Figura 6. Rodaja central de la máscara obtenida con el escáner de superficie (en gris) superpuesta con la misma rodaja de la máscara ideal (en blanco)

3. Reconstrucción avanzada

Las proyecciones de ángulo limitado se reconstruyen con el método iterativo avanzado propuesto en [6] que hace uso de la máscara de superficie obtenida en los pasos previos. Los parámetros de regularización, que se han obtenido empíricamente, son $\mu=20$, $\alpha=0.003$, $\lambda=1$, $\beta=1$, $\gamma=0.1$ y un número de iteraciones de 35.

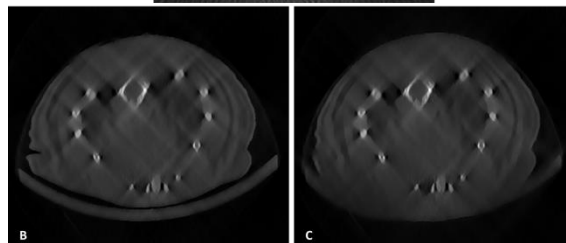
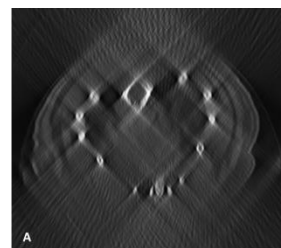


Figura 7. Reconstrucción de la rodaja central con el método convencional FDK (A) y con el método de reconstrucción iterativo usando la máscara ideal (B) y la máscara obtenida con el escáner de superficie propuesto (C)

En el panel A de la Figura 7 se muestra la rodaja central de la reconstrucción previa (FDK), donde se pueden apreciar las bandas y la distorsión del contorno de la muestra debido a la falta de proyecciones y al rango angular limitado. Los paneles B y C muestran el resultado obtenido con el método iterativo avanzado. En ambos casos se recupera correctamente el contorno de la muestra además de reducir los artefactos de bandas. El resultado es similar cuando la máscara ha sido obtenida con el escáner de superficie (Figura 7-C) a la obtenida con la máscara ideal (Figura 7-B).

4. Conclusiones y discusión

Se ha presentado un protocolo completo para la obtención de imagen 3D en escenarios de tomografía con datos limitados.

La falta de datos se compensa con un algoritmo de reconstrucción avanzado que incorpora información de la superficie del paciente. Los resultados obtenidos muestran la viabilidad del uso de un escáner de luz para la extracción de la superficie cuando se adquieren pocas proyecciones en un rango angular muy reducido.

La máscara obtenida con el protocolo propuesto presenta una gran similitud (94.92%) con la máscara ideal obtenida a partir de la imagen TAC. El protocolo propuesto hace uso de un escáner de luz que permite escanear la muestra fácilmente en poco tiempo, sin necesidad de instalación de cámaras de infrarrojos y evitando los problemas adheridos a los sistemas de superficie que requieren contacto directo con la muestra.

La mayor limitación de este trabajo se encuentra en el registro entre la máscara y la reconstrucción previa. Debido a que esta reconstrucción se hace a partir de datos limitados con un método de reconstrucción convencional, presenta muchos artefactos dificultando la segmentación de los marcadores. Además, se utilizan marcadores de uso clínico con un tamaño elevado para estudios de pequeño animal.

Como trabajo futuro se propone hacer uso de la información de textura proporcionada por el escáner de superficie para la mejora del proceso de registro.

5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía, Industria y Competitividad (proyectos DPI2016-79075-R) y el Instituto de Salud Carlos III (proyecto DTS17/00122).

Referencias

- [1] Matenine D, G.Y., Després P, *GPU-accelerated regularized iterative reconstruction for few-view cone beam CT*. Medical Physics, 2015. **42**(4): p. 1505-17.
- [2] Duan, X., et al., *Few-View Projection Reconstruction With an Iterative Reconstruction-Reprojection Algorithm and TV Constraint*. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2009. **56**(3): p. 1377-1382.
- [3] LaRoque, S.J., E.Y. Sidky, and X. Pan, *Accurate image reconstruction from few-view and limited-angle data in diffraction tomography*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision, 2008. **25**(7): p. 1772-1782.
- [4] Molina, C.d., et al. *Evaluation of the possibilities of limited angle reconstruction for the use of digital Radiography system as a tomograph*. in 2014 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC). 2014.
- [5] J. Velikina, S.L., G-H. Chen, *Limited view angle tomographic image reconstruction via total variation minimization*. Proc. SPIE 6510, Medical Imaging 2007: Physics of Medical Imaging, 2007.
- [6] Molina C de, Abascal JFPI, Desco M, Abella M. *Study of the possibilities of Surface-Constrained Compressed Sensing (SCCS) Method for Limited-View Tomography in CBCT systems*. Proceedings of 4th International Conference on Image Formation in X-Ray Computed Tomography, 2016
- [7] Alvarez I, Enguita JM, Frade M, Marina J, Ojea G. *On-line metrology with conoscopic holography: beyond triangulation*. Sensors (Basel), 9(9), 7021-37, 2009
- [8] Vaquero, J. J., Redondo, S., Lage, E., Abella, M., Sisniega, A., Tapias, G., Desco, M. ., "Assessment of a new high-performance small-animal x-ray tomograph", IEEE Transactions on Nuclear Science, vol. 55, pp. 898-905, 2008.
- [9] D.Kroon, University of Twente (May 2009). https://es.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/24086-polygon2voxel?s_tid=prof_contriblnk
- [10] Abella, M., J.J. Vaquero, A. Sisniega, J. Pascau, A. Udías, V. García, I. Vidal, and M. Desco, *Software Architecture for Multi-Bed FDK-based Reconstruction in Xray CT Scanners*. Computer methods and programs in biomedicine, 2011. (in press). 685618.