

This is a postprint version of the following published document:

Galán González, A., et al. (2020, noviembre). *Método de calibración geométrica para tomosíntesis de tórax*. En: CASEIB 2020: XXXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, libro de actas, 25–27 Nov, 2020. Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, 2020, pp. 459-462.

URL: http://caseib.es/2020/wp-content/uploads/2020/12/CASEIB2020_LibroActas.pdf



This work is licensed under a [Se distribuye bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Método de calibración geométrica para tomosíntesis de tórax

A. Galán González^{1,2}, A. Del Valle Hidalgo^{1,2}, J. García Blas³, M. Desco Menéndez^{1,2,4,5}, M. Abella García^{1,2,4}

¹ Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, España

² Instituto de Investigación Sanitaria Gregorio Marañón, Madrid, España

³ Departamento de Informática, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, España

⁴ Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares Carlos III (CNIC), Madrid, España

⁵ Centro de Investigación Biomédica en Red de Salud Mental (CIBERSAM), Madrid, España

Resumen

La tomosíntesis de tórax permite un diagnóstico más preciso de las alteraciones de las estructuras torácicas que la radiografía, manteniendo una dosis de radiación inferior a la involucrada en Tomografía Axial Computerizada (TAC). Al igual que en TAC, la calibración geométrica del sistema es fundamental en tomosíntesis para evitar artefactos en la imagen reconstruida. Sin embargo, la literatura sobre métodos de calibración para tomosíntesis es mucho menor que para TAC. Este trabajo propone un método de calibración geométrica para tomosíntesis a partir de la adaptación de un método previamente desarrollado para TAC. La validación en simulación de un estudio de tórax muestra que el método es capaz de reducir los artefactos de desalineamiento en la imagen reconstruida.

1. Introducción

La tomosíntesis de tórax ha demostrado tener utilidad clínica, especialmente en la detección de cáncer de pulmón [1, 2]. En esta modalidad, la fuente de rayos X se mueve en un eje lineal y el detector se mantiene fijo, obteniéndose una serie de proyecciones que permiten reconstruir una imagen pseudo-tomográfica. Al igual que en Tomografía Axial Computerizada con geometría cónica (CBCT), la calibración geométrica del sistema es fundamental para evitar artefactos en la imagen reconstruida. Existen numerosos métodos de calibración para CBCT en la literatura. Noo et al. [3] desarrollaron un método analítico basado en un maniquí sencillo con dos marcadores esféricos. Cho et al. [4] mejoraron este método incorporando la calibración de cada proyección individualmente, sin asumir una trayectoria fuente-detector perfectamente circular. Este último método es teóricamente extrapolable a otras geometrías [4] y ha sido aplicado en tomosíntesis de mama [5].

Los métodos propuestos para la calibración geométrica en tomosíntesis se basan en el cálculo de la matriz de proyección, que relaciona las coordenadas espaciales de los marcadores de un maniquí con sus proyecciones en la imagen [6-10]. Dichos métodos requieren conocer con exactitud la posición espacial de los marcadores, siendo esta una posible fuente de error [11]. Además, el maniquí debe incluir un número alto de marcadores para compensar posibles inexactitudes [6]. Frente a estos

métodos, el método de Cho et al., diseñado para sistemas CBCT, no requiere conocer las coordenadas de los marcadores en el espacio, lo que lo hace deseable por su facilidad de implementación.

En este trabajo se propone un método de calibración geométrica para tomosíntesis de tórax basado en el método de Cho et al. y se comprueba su validez en simulaciones.

2. Método

El método de Cho et al. [4] emplea un maniquí cilíndrico hueco con una serie de marcadores distribuidos formando dos círculos. Las coordenadas de sus centros en las proyecciones se ajustan a elipses que se utilizan para calcular los parámetros de calibración geométrica de forma analítica. En la implementación del método, dichas coordenadas se han obtenido con una función basada en la transformada circular de Hough.

2.1. Traducción de la geometría de CBCT a la de tomosíntesis de tórax

En tomosíntesis de tórax, la fuente se mueve siguiendo una trayectoria lineal, mientras el detector se mantiene fijo (Figura 1).

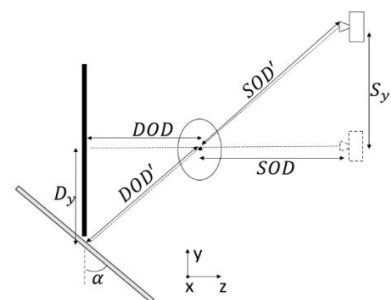


Figura 1. Representación esquemática de la posición del detector en tomosíntesis (en negro) y su posición de partida equivalente en CBCT (en gris).

Exceptuando la proyección central (sin desplazamiento de la fuente), el rayo central no es perpendicular al detector. Estas diferencias geométricas respecto a CBCT deben ser consideradas para traducir los parámetros geométricos obtenidos con las fórmulas descritas en [4].

La posición del detector en tomosíntesis de tórax puede expresarse como una posición del detector en modo CBCT ideal más un desplazamiento en el eje vertical (S_y) y una inclinación del detector alrededor del eje horizontal (α), como se muestra en la Figura 1. La inclinación del detector se obtiene con la posición angular fuente-detector en modo CBCT como:

$$\alpha = \text{atan}\left(\frac{S_y + D_y}{SOD + DOD}\right) \quad (1)$$

donde SOD y DOD son las distancias fuente-objeto y objeto-detector, respectivamente, en la proyección central (sin desplazamiento de la fuente), S_y es el desplazamiento de la fuente y D_y la posición del detector en CBCT, que coincide con el desplazamiento vertical que hay que incorporar, y que se calcula:

$$D_y = S_y \times \frac{DOD}{SOD} \quad (2)$$

SOD y DOD de las proyecciones distintas a la central se calculan en (3) y (4) respectivamente:

$$SOD' = \sqrt{SOD^2 + S_y^2} \quad (3)$$

$$DOD' = \sqrt{DOD^2 + D_y^2} \quad (4)$$

El método de calibración propuesto obtiene los desalineamientos del detector reflejados en la Figura 2: desplazamiento horizontal y vertical del detector (U_{offset} y V_{offset} , respectivamente) y los ángulos ($Zeta$, Fi y Eta) alrededor de los tres ejes de coordenadas. Junto a estos, también se calcula la posición de la fuente, así como SOD y DOD de cada proyección.

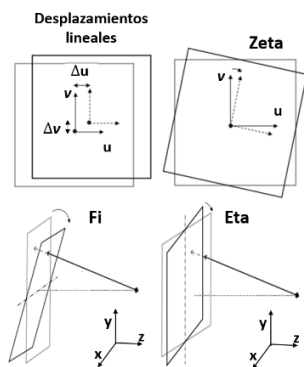


Figura 2. Parámetros de calibración geométrica utilizados, correspondientes a los posibles desalineamientos del detector.

El método propuesto de calibración geométrica incluye tres pasos: (1) se obtienen los parámetros de calibración geométrica para CBCT siguiendo las ecuaciones descritas en [4]; (2) se calculan D_y y α para cada proyección usando las fórmulas anteriores y (3) se restan los valores de D_y y α a los obtenidos en el primer paso para V_{offset} y Fi respectivamente.

2.2. Características y colocación del maniquí

El maniquí de calibración es un cilindro hueco de 150 mm de diámetro, con 24 bolas de 1.5 mm de diámetro situadas formando dos círculos de 12 bolas equidistantes separados 170 mm entre sí (Figura 3). Las bolas son de

un material mucho más denso (101 g/cm^3) que el cilindro (1 g/cm^3) para que el contraste sea alto. Este maniquí de calibración se ha generado con un tamaño de vóxel de 0.14 mm y tamaño de matriz de 1250 en las tres dimensiones.

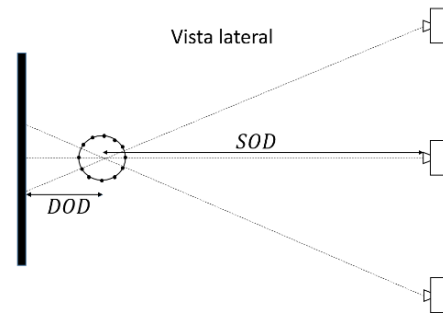


Figura 3. Geometría de adquisición del maniquí de calibración.

Para comprobar la posición óptima del maniquí, se han simulado 31 proyecciones con una posición angular del par fuente-detector de 0 a 15 grados, con un paso de 0.5 grados, variando la distancia fuente-objeto y manteniendo la distancia fuente-detector en 1800 mm. La Tabla 1 muestra que el error de calibración, medido como el error cuadrático medio (RMSE) en las 31 proyecciones, es menor según aumenta la DOD . Al incorporar los desalineamientos del detector (ver siguiente sección) no es posible usar la DOD de 346 mm debido a la limitación del campo de visión. Por este motivo, se ha usado la DOD de 270 mm, de forma que todos los marcadores aparezcan en las proyecciones.

DOD (mm)	RMSE (mm)		RMSE (grados)		
	Uoffset	Voffset	Eta	Zeta	Fi
175	0.09	0.23	5.3 e-3	0.84	9.0e-2
270	0.06	0.23	5.1 e-3	0.47	9.0e-2
346	0.04	0.22	3.8 e-3	0.35	6.8 e-2

Tabla 1. Resultados de la calibración para cada una de las distancias evaluadas.

Por otra parte, se ha examinado la dependencia del error con la altura del maniquí, su diámetro y el diámetro de los marcadores. Para ello se han simulado 21 proyecciones del maniquí descrito, variando sólo una de las características anteriores en cada caso y se han calculado los valores de RMSE. Se ha observado que el incremento de la altura del maniquí reduce considerablemente los errores. El incremento del diámetro de las bolas también mejora ligeramente los resultados, mientras que la influencia del diámetro del maniquí es despreciable.

2.3. Evaluación

Para simular las proyecciones y realizar las reconstrucciones se ha usado FuxSim [12], un software que permite simular diferentes geometrías de adquisición a partir de un mapa de densidad y unos parámetros del sistema.

Para realizar las pruebas hemos usado el TAC de tórax del maniquí antropomórfico PBU-60 (KYOTO KAGAKU, Kyoto, JP), con un tamaño de matriz de 512×259×600 y un tamaño de vóxel de 0.843×0.843×0.8 mm. Se ha introducido en dicho volumen un nódulo esférico de 6 mm de diámetro (densidad = 1.6 g/cm³) para analizar el efecto de los desalineamientos en la imagen reconstruida.

La simulación se ha basado en un protocolo estándar de tomosíntesis de tórax: 61 proyecciones con una distancia total *SOD + DOD* de 1800 mm y un ángulo de barrido de 30 grados. Para las simulaciones se ha usado *DOD* = 109.17 mm. Las proyecciones tienen un tamaño de 2144×2144 píxeles con un tamaño de píxel de 0.2×0.2 mm. La Tabla 2 muestra los desalineamientos evaluados.

Uoffset (mm)	Voffset (mm)	Eta (grados)	Zeta (grados)	Fi (grados)
5	5	5	0	5

Tabla 2. Desalineamientos del detector para las proyecciones simuladas.

Se han reconstruido usando FDK tres volúmenes del mismo tamaño del CT original: uno sin calibración, otro incorporando la calibración obtenida con el método propuesto y un tercero incorporando la calibración ideal descrita en la Tabla 2. Se han trazado los perfiles horizontales y verticales sobre cortes coronales que se muestran en la Figura 4. Asimismo, se han trazado perfiles a lo largo del nódulo de 6 mm en las dos direcciones.

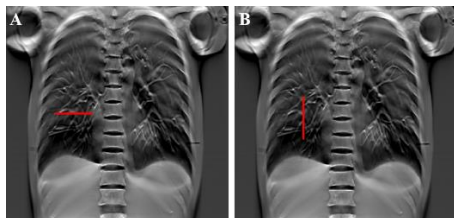


Figura 4. Corte coronal de la reconstrucción con calibración ideal, mostrando los perfiles horizontal y vertical.

Para cada parámetro de calibración se ha calculado la media de todas las proyecciones, salvo de *SOD* y *DOD* ya que varían según el ángulo de proyección, así como la desviación media absoluta (MAD).

3. Resultados

La Tabla 3 muestra los resultados de la calibración. Los valores de desviación media absoluta en *SOD* y *DOD* son muy pequeños en términos relativos (0.15% y 0.18% con respecto a los valores mínimos) y se ha comprobado que su efecto en las reconstrucciones es despreciable.

Parámetro	Simulado	Calibrado (Media/MAD)
SOD (mm)	Variable	Variable/2.29
DOD (mm)	Variable	Variable/0.48
Uoffset (mm)	5.00	5.04/0.06
Voffset (mm)	5.00	4.80/0.07

Parámetro	Simulado	Calibrado (Media/MAD)
Eta (grados)	5.00	5.00/0.01
Zeta (grados)	0.00	0.27/0.64
Fi (grados)	5.00	5.03/0.13

Tabla 3. Resultado de la calibración geométrica.

La Figura 5 muestra los cortes coronales de los tres volúmenes, donde se aprecia una mejora en la definición de la imagen con calibración con respecto a la imagen sin calibrar.

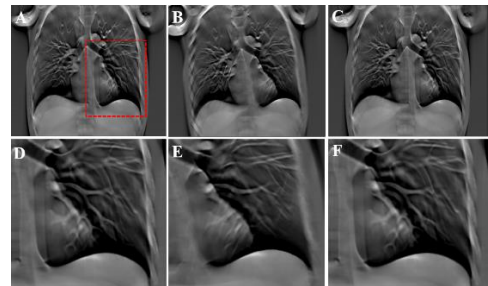


Figura 5. Cortes coronales de los volúmenes reconstruidos con calibración ideal (A y D), sin calibrar (B y E), y con el método de calibración propuesto (C y F). Delineada en rojo en A la región ampliada mostrada en el panel inferior.

La Figura 6 muestra los perfiles de intensidad, mostrando una similitud de los perfiles en la imagen calibrada y en la de calibración ideal.

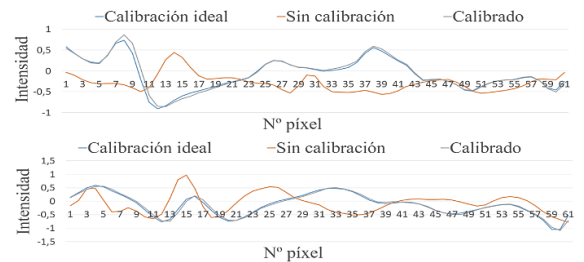


Figura 6. Perfiles de intensidad en dirección horizontal (arriba) y vertical (abajo).

Los cortes coronales en la rodaja correspondiente al centro del nódulo para los tres volúmenes se muestran en la Figura 7, mostrando la recuperación del nódulo con el método propuesto.

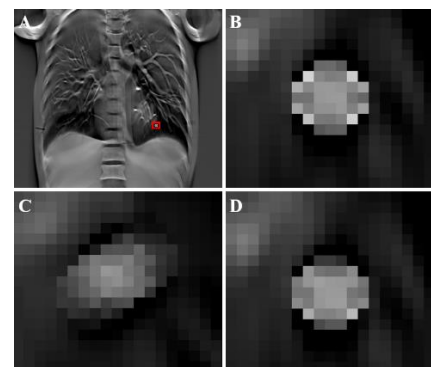


Figura 7. Corte coronal del volumen completo reconstruido con calibración ideal (A, nódulo en rojo). Ampliación del nódulo en la reconstrucción con calibración ideal (B), sin calibración (C) y con el método de calibración propuesto (D).

La Figura 8 muestra los perfiles a lo largo del nódulo, con valores en la imagen con calibración muy cercanos a los de la imagen con calibración ideal en la dirección horizontal. En la dirección vertical son también similares, aunque se observa un ligero suavizado del perfil en la imagen calibrada.

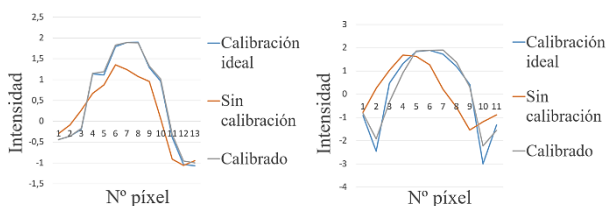


Figura 8. Perfiles de intensidad del nódulo en dirección horizontal (izquierda) y vertical (derecha).

4. Discusión y conclusiones

Este trabajo propone un método de calibración con maniquí para obtener los parámetros geométricos de un sistema de tomosíntesis de tórax basado en la adaptación del método de Cho et al. [4], diseñado para CBCT. Una dificultad para la calibración en tomosíntesis es la limitación en la distancia objeto detector y en consecuencia de la magnificación, ya que por las limitaciones del campo de visión el objeto debe estar cerca del detector. Los resultados muestran que, al aumentar la DOD, los errores obtenidos se reducen, por lo que es conveniente que ésta sea lo mayor posible. Por otra parte, se ha observado que los errores son parecidos para todas las posiciones de fuente. En cuanto a las dimensiones del maniquí, se ha observado que los errores se reducen cuando aumenta la altura del maniquí y el diámetro de las bolas, mientras que el diámetro del maniquí no tiene apenas influencia. Los resultados muestran un ligero suavizado en el perfil en dirección vertical de la imagen calibrada con el método propuesto respecto al de la imagen con calibración ideal. Esto se debe a que el filtro rampa para las reconstrucciones con FDK se ha aplicado en dirección vertical, por lo que las pequeñas diferencias de contraste entre ambas imágenes, debidas al artefacto de emborronamiento provocado por los desalineamientos del detector, se ven amplificadas en esta dirección. La severidad de dicho artefacto es proporcional a la magnitud de los errores de calibración geométrica, los cuales podrían reducirse empleando un método más preciso para la detección de los centros de los marcadores en las proyecciones, así como optimizando la geometría del maniquí de calibración. Hay que tener en cuenta que la magnitud de los desalineamientos ha sido exagerada para que se apreciara claramente su efecto. En el futuro se explorará en detalle la tolerancia del sistema a los distintos desalineamientos.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (Instituto de Salud Carlos III, proyecto DTS17/00122; Agencia Estatal de Investigación, proyecto DPI2016-79075-R-AEI/FEDER, UE), cofinanciado por Fondos de la Unión Europea (FEDER), “A way of making Europe”. Además, ha sido financiado por el Programa de apoyo a la realización de

proyectos interdisciplinares de I+D para jóvenes investigadores de la Universidad Carlos III de Madrid 2019-2020 en el marco del Convenio Plurianual Comunidad de Madrid- Universidad Carlos III de Madrid (proyecto DEEPT-CM-UC3M). El CNIC está financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades y la fundación PRO-CNIC y es un centro de excelencia Severo Ochoa (SEV-2015-0505).

Referencias

- [1] Dobbins JT, McAdams HP, Sabol JM. Multi-institutional evaluation of Digital Tomosynthesis, Dual-energy radiography, and conventional chest radiography for the Detection and Management of Pulmonary nodules. *Radiology*, vol 282, sup 1, 2017.
- [2] Söderman C, Johnsson ÅA, Vikgren J. Detection of Pulmonary Nodule Growth with Chest Tomosynthesis: A Human Observer Study Using Simulated Nodules. *Academic Radiology*, vol 26, sup 4, 2019, pp 508-18.
- [3] Noo F, Clackdoyle R, Mennessier C. Analytic method based on identification of ellipse parameters for scanner calibration in cone-beam tomograph. *Physics in Medicine and Biology*, vol 45, 2000, pp 3489–508.
- [4] Cho Y, Moseley DJ, Siewerdsen JH. Accurate technique for complete geometric calibration of cone-beam computed tomography systems. *Medical physics*, vol 32, sup 4, 2005, pp 968-83.
- [5] Wang X, Mainprize JG, Kempston MP. Digital breast tomosynthesis geometry calibration. *Physics of Medical Imaging*, vol 6510, 2007.
- [6] Li X, Da Z, Liu B. A generic geometric calibration method for tomographic imaging systems with flat-panel detectors—a detailed implementation guide. *Medical physics*, vol 37, sup 7, 2010, pp 3844-54.
- [7] Chang C-H, Ni Y-C, Huang S-Y. A geometric calibration method for the digital chest tomosynthesis with dual-axis scanning geometry. *PLoS ONE*, vol 14, sup 4, 2019.
- [8] Miao H, Wu X, Zhao H. A phantom-based calibration method for digital x-ray tomosynthesis. *Journal of X-Ray Science and Technology*, vol 20, 2012, pp 17-29.
- [9] Nett BE, Zambelli J, Riddell C. Circular tomosynthesis implemented with a clinical interventional flat-panel based C-arm: Initial performance study. *Physics of Medical Imaging*, vol 6510, 2007.
- [10] Ferris WS, Vent TL, Maidment TD. Geometric Calibration for a Next-Generation Digital Breast Tomosynthesis System. *Physics of Medical Imaging*, vol 10132, 2017.
- [11] Li X, Zhang D, Liua B. Sensitivity analysis of a geometric calibration method using projection matrices for digital tomosynthesis systems. *Medical physics*, vol 38, sup 1, 2011.
- [12] Abella M, Serrano E, García Blas J. FUX-Sim: Implementation of a fast universal simulation/reconstruction framework for Xray systems. *PLoS ONE*, vol 12, sup 7, 2017.