

# Reconstrucción tomográfica tridimensional a partir de radiografías

R. Barbuzza, M. Del Fresno, M. Vénere, A. Clause, C. Moreno, J. Martínez

PLADEMA, Facultad de Ciencias Exactas, Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires,  
Tel; (02293) 440363 int 36, rbarbu@exa.unicen.edu.ar

Palabras claves: Computación gráfica, Reconstrucción tomográfica, Procesamiento de imágenes

## Resumen

El presente trabajo estudia la factibilidad de realizar reconstrucciones tomográficas axiales a partir de placas radiográficas convencionales. Se plantea un procedimiento posible para realizar esta reconstrucción, detectando en cada radiografía el eje de giro y el encuadrado en forma automática. Estas ideas se las aplicó al caso de un conector BNC del que se obtuvieron ocho radiografías utilizando un dispositivo de Plasma Focus, mostrando así la factibilidad del procedimiento. A continuación se analiza la sensibilidad de la calidad de imagen a errores tanto en la detección del eje de rotación y encuadrado de las proyecciones como a la corrección por la diferencia de intensidades entre las diferentes radiografías. Finalmente se discuten las potencialidades de esta técnica y las posibles mejoras a introducir en la misma.

## Introducción

Durante décadas la placa radiográfica se convirtió en una parte integral de la práctica médica, e incluso hoy constituye un procedimiento rutinario de diagnóstico. Esta técnica se basa en el proceso físico por el cual un haz de radiación electromagnética (en este caso rayos X) reduce su intensidad al pasar a través de un cuerpo. Esta atenuación es proporcional a la composición y densidad del material que atraviesan, por lo cual la radiación saliente puede utilizarse para generar una proyección del cuerpo sobre una placa colocada detrás del mismo. Su principal problema es que en la imagen que se obtiene se superpone información de las estructuras internas de diferentes profundidades, dificultando su interpretación [1].

La solución a este problema es la tomografía computada, proceso por el cual se puede reconstruir la imagen tridimensional del cuerpo a partir de un cierto número de proyecciones de la misma resolviendo un problema inverso [1][2][3]. Las ventajas de esta técnica son de gran importancia, ya que ahora el médico puede visualizar cortes del cuerpo en lugar de proyecciones, y puede hacer tantos como quiera sin necesidad de nuevas irradiaciones.

Los tomógrafos que se emplean actualmente están basados en dispositivos altamente especializados para el tipo de imagen que se quiere reconstruir (tejidos en un ser humano) y son equipos no-portátiles, característica que es justamente una de las principales limitaciones para extender su uso a áreas como ensayo no destructivo de materiales. Lograr aplicaciones en este área reviste gran importancia y recientemente han comenzado a aparecer trabajos en esta dirección (ver [4] por ejemplo).

Actualmente existen varias alternativas para obtener fuentes de rayos X con equipos muy pequeños. Una muy interesante por la corta duración de los pulsos de radiación que genera son los dispositivos Plasma Focus (PF), que permiten tomar placas radiográficas de gran calidad de piezas metálicas que pueden incluso estar en movimiento [5].

En el presente trabajo hemos estudiado la factibilidad de realizar reconstrucciones tomográficas axiales a partir de placas tomadas con un dispositivo de este tipo, el cual fue diseñado y construido por investigadores de PLADEMA. La figura 1 muestra un esquema del sistema montado para la toma de las proyecciones y a la derecha se incluye una imagen de un conector BNC que fue utilizado como objeto de estudio. Las radiografías así obtenidas fueron digitalizadas y son las que se observan en la figura 2. Estas ocho imágenes representan el punto de partida para poder realizar la reconstrucción tomográfica.

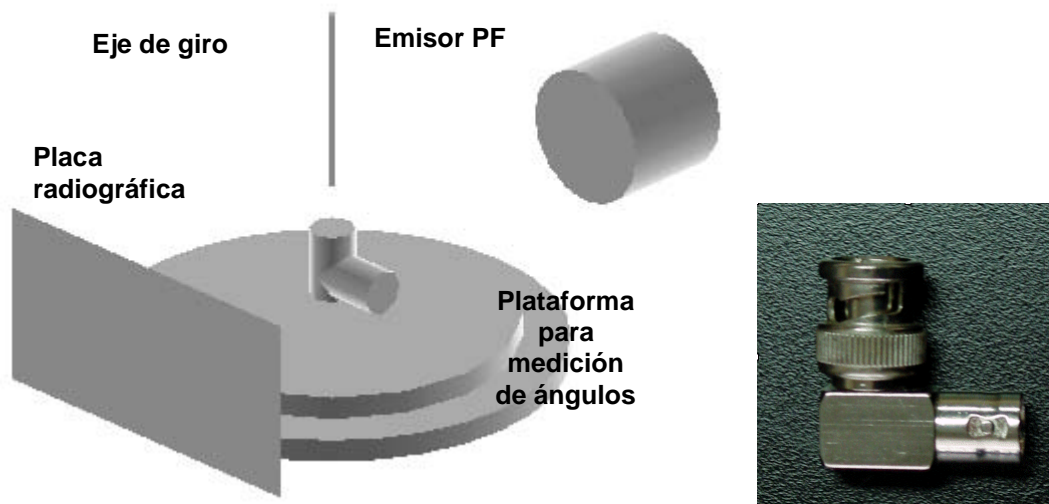


Figura 1: Disposición del sistema de medición y conector empleado como objeto de prueba

En el próximo punto se describe la secuencia de pasos que deben efectuarse para generar esta tomografía y se muestra la imagen así obtenida. A continuación se analiza la sensibilidad que muestra la calidad de esta imagen a errores en la determinación de los diferentes parámetros involucrados y finalmente se discuten mejoras a introducir en la metodología propuesta.

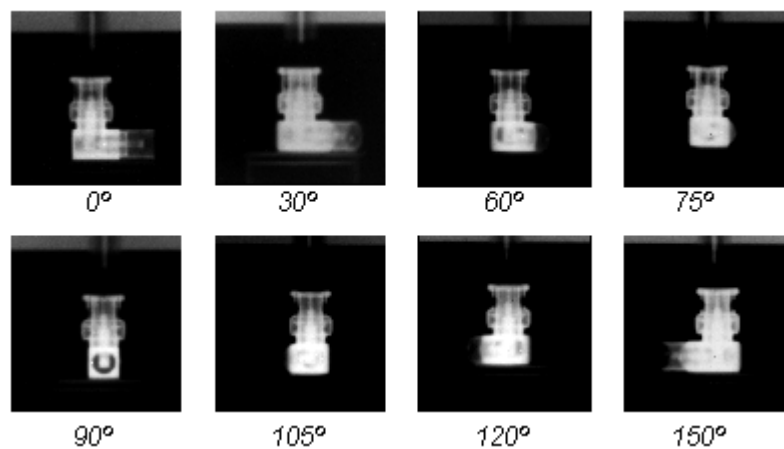


Figura 2: Proyecciones del conector obtenidas para ocho ángulos diferentes

## Procedimiento propuesto

Independientemente del método de reconstrucción empleado para obtener la tomografía, un requisito ineludible que deben cumplir las proyecciones, además de conocerse en forma precisa el ángulo a la que fueron tomadas, es que estén coherentemente encuadradas y con el eje de rotación claramente identificado. Este trabajo debería poder realizarse en forma automática, para lo cual hemos propuesto un procedimiento y estudiado su eficacia, basándonos en la disposición mostrada en la figura 1.

En primer lugar se verifica que la línea correspondiente a la parte superior de la plataforma de rotación sea horizontal y de no ser así toda la proyección es rotada en forma rígida de forma de cumplir este requerimiento. En el caso en estudio esto no fue necesario, pero de no ser así el ángulo de corrección puede evaluarse con un procedimiento similar al de detección del eje que se describe a continuación.

Si se observa con detenimiento, en la parte superior de las ocho radiografías se puede ver la presencia de una pequeña varilla que fue colocada intencionalmente en la posición del eje de giro. Existe otra similar en la base, pero su detección es más difícil ya que aunque la misma es metálica, al encontrarse dentro de la plataforma de giro aparece mucho menos nítida. Para detectar entonces el eje de rotación buscamos en primer lugar un punto que se encuentre en el centro de la varilla superior.

La curva de los datos originales de la figura 3 corresponden a un escaneado horizontal de una de las proyecciones a una altura en que la varilla superior está presente. El pico central que se observa indica la posición del eje y dado que igual comportamiento se observa para todas las proyecciones, bastará con detectar la posición del punto máximo de este pico para encontrar un punto sobre el eje de rotación. En realidad, dado el ruido característico de estas imágenes, hemos preferido primero aplicar un filtro pasabajos y realizar la detección de este máximo sobre la curva así procesada la cual se muestra en la figura 3. Esta detección se realiza en dos pasos: primero se buscan los dos puntos mínimos correspondientes a los dos valles y a continuación se busca el punto máximo dentro de este intervalo.

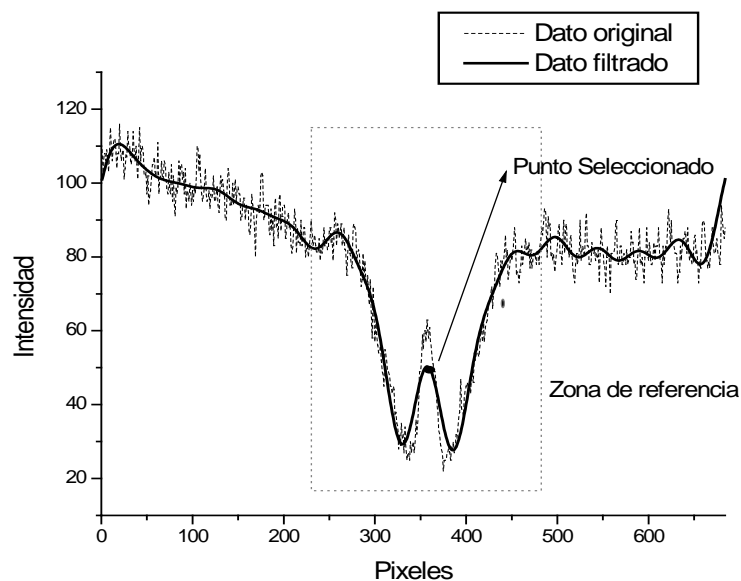


Figura 3: Scan horizontal filtrado y detección de un punto sobre el eje de rotación

Dado que las proyecciones han sido previamente alineadas horizontalmente, basta con este solo punto para definir el eje de rotación. A partir del mismo y de la línea correspondiente a la base se termina de encuadrar las proyecciones generando imágenes con una resolución de 512x512 píxeles. La figura 4 muestra las líneas detectadas sobre una de estas proyecciones.

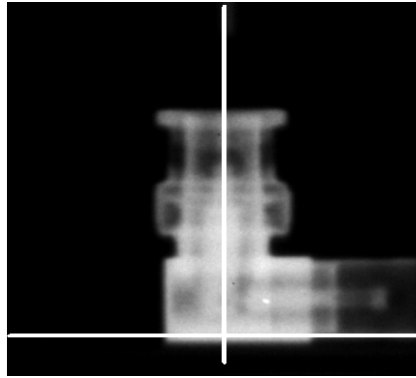


Figura 4: Rectas correspondientes al eje y a la base de giro sobre la proyección de 0°

Otra dificultad que debe solucionarse es la importante diferencia en la intensidad de las distintas radiografías, uno de los principales problemas que introduce el empleo de dispositivos PF. Si bien es posible plantear algoritmos de reconstrucción que tengan en cuenta esta diferencia, los métodos clásicos como ART, requieren que las intensidades sean previamente normalizadas. Esta corrección se hace en base al color sobre el punto detectado en el eje de giro. Dado que la varilla de referencia es cilíndrica, su intensidad debería ser la misma en todas las proyecciones, por lo tanto el color de cada pixel en una proyección se corrige multiplicando por el factor:

$$f = \frac{colmax}{colmax_p}$$

donde  $colmax_p$  es la mayor intensidad en la proyección  $p$  y  $colmax$  la mayor sobre todas las proyecciones. En el caso estudiado la proyección 150° es la de mayor intensidad, por lo que se utilizó la misma para corregir las restantes. Los factores de corrección que se utilizaron fueron:  $f_{30^\circ} = 1.13$ ;  $f_{90^\circ} = 1.76$ ;  $f_{150^\circ} = 1.00$ ;  $f_{105^\circ} = 1.37$ ;  $f_{60^\circ} = 1.53$ ;  $f_{75^\circ} = 1.14$ ;  $f_{0^\circ} = 1.37$  y  $f_{120^\circ} = 1.37$ .

El resultado final obtenido para la reconstrucción fue muy satisfactorio ya que la imágenes generadas permiten ver detalles de la estructura interna del conector con muy buena resolución. La figura 5 (arriba) muestra cortes axial, coronal y sagital de la tomografía, la cual fue reconstruida con un método desarrollado por los mismos autores (ver [6]).

## Estudio de sensibilidad

Al realizar el encuadrado de cada una de las radiografías usando como referencia la plataforma horizontal y la varilla ubicada en el eje de giro, se puede introducir cierto error de alineamiento debido a pequeñas diferencias de localización de los puntos correspondientes a estos ejes. Para estudiar la sensibilidad del algoritmo a desplazamientos de las proyecciones, se realizó una reconstrucción del conector aplicando pequeñas traslaciones aleatorias a 4 de las placas (0°, 75°, 120° y 150°). Considerando que la resolución en cada placa (tamaño píxel) es de 0.08 mm. en cada

lado, los desplazamientos aplicados fueron aproximadamente 4 píxeles de forma que el error introducido esté en torno a 0.3 mm., precisión fácilmente alcanzable tanto en la construcción del dispositivo de medición, como en el algoritmo de detección.

Los resultados obtenidos muestran una cierta deformación, especialmente visible en el corte axial (ver figura 5 abajo), pero de todas formas la calidad de la reconstrucción sigue siendo muy aceptable.

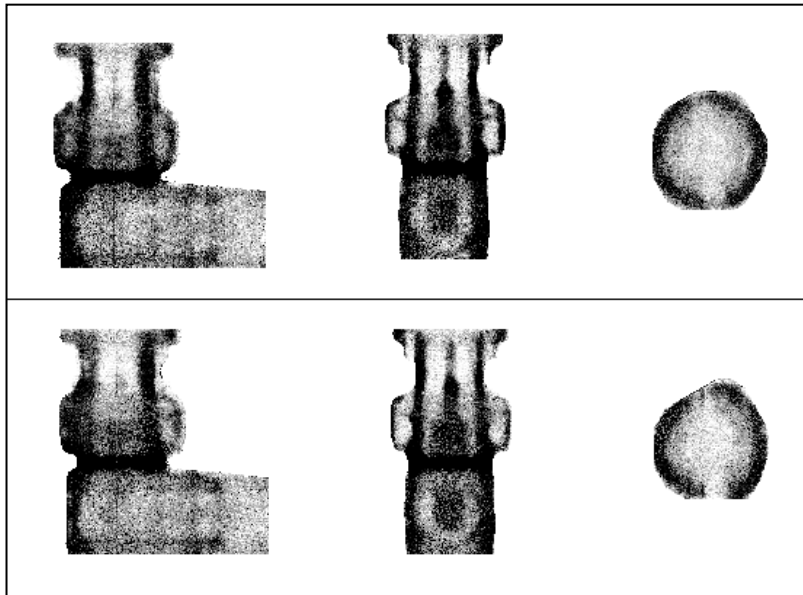


Figura 5. Tres cortes según los planos x, y, z respectivamente de la reconstrucción 3D del conector BNC. Reconstrucción con errores de alineamiento (arriba). Reconstrucción sin errores de alineamiento (abajo)

## Comentarios finales

En el presente trabajo hemos mostrado la factibilidad de realizar reconstrucciones tomográficas de razonable calidad a partir de radiografías convencionales. La alineación de las placas pudo hacerse automáticamente tomando como referencia la posición de dos rectas perpendiculares. En el procedimiento utilizado, fueron necesarios tres puntos para realizar el encuadrado de las proyecciones: dos puntos para determinar la recta de la plataforma y un tercer punto para determinar una recta perpendicular a la anterior, correspondiente al eje de rotación. Este procedimiento puede ser perfeccionado introduciendo marcas radio-opacas adicionales en posiciones conocidas o mejorando el dispositivo de medición.

Sin embargo, las pruebas realizadas para conocer la sensibilidad a este tipo de errores muestran que con el simple dispositivo montado y los algoritmos propuestos pueden obtenerse tomografías de calidad muy aceptable para muchas aplicaciones, en especial en el área de ensayo no destructivo de materiales.

## Referencias

- [1] Herman G., Image Reconstruction from Projections – The Fundamentals of Computerized Tomography, Academic Press, 1980
- [2] Vénere M., Liao H., Clausse A., A Genetic algorithm for adaptive tomography of elliptical objects, IEEE Signal Processing (en prensa)
- [4] A. V. Bronnikov, D. Killian, 3D Tomography of Turbine Blades, KEMA Nedherlands B.V, <http://www.ndt.net/article/v04n09/kema/kema.htm>
- [5] C. Moreno, J. Martinez, M. Vénere, A. Clausse, R. Barbuzza y M. del Fresno, Non-conventional radiographic and tomographic applications of a compact plasma focus, Meeting on Plasma, Bangkok, Thailand 7 al 12 mayo de 2000.
- [6] R. Ghezzi, B. Islas, M. del Fresno, R. Barbuzza y A. Clausse, Algoritmos de Montecarlo para la reconstrucción tomográfica, 29 Jornadas Argentinas de Informática e Investigación Operativa, Tandil, Argentina, 4 al 9 de septiembre de 2000.