

Procesamiento de tomografías para detección de objetos de interés

R. Barbuzza¹, M. del Fresno¹, M. Vénere^{1,2}, A. Clause^{1,2}.
¹PLADEMA, Universidad Nacional del Centro, 7000 Tandil.
²También CNEA-CONICET.

Resumen

La visualización y segmentación de imágenes tomográficas para detección de componentes permite automatizar y mejorar muchos procesos, tanto en la industria, como en la medicina. En este trabajo se presenta una metodología no convencional para la obtención de tomografías a partir de proyecciones de un objeto, basada en el método Monte Carlo. Además se plantean distintas facilidades de visualización aplicables a la inspección interna de imágenes tridimensionales y una estrategia de segmentación basada en el crecimiento de regiones para la identificación de regiones coherentes dentro de las mismas. Los resultados obtenidos muestran la factibilidad de aplicar estos métodos en aplicaciones avanzadas de diagnóstico o tratamiento de enfermedades, como también para el análisis o inspección de objetos en general.

Palabras claves: imágenes y visualización 3D, reconstrucción tomográfica, segmentación de imágenes.

1. Introducción

La inspección de objetos mediante el uso de técnicas no destructivas tales como la radiografía, el ultrasonido, la radiografía neutrónica, la resonancia magnética (MRI) y la tomografía computada (CT), entre otras, son de gran utilidad dentro de distintas áreas, como medicina, control de calidad en procesos de fabricación, inspección y/o restauración. La ventaja de estas técnicas es que a partir de distintas vistas o proyecciones obtenidas con alguna fuente de energía particular se puede inspeccionar la composición interna sin alterar la naturaleza del objeto.

Actualmente, el empleo de estas tecnologías se restringe casi exclusivamente al campo de la medicina para visualizar la parte interna del cuerpo de pacientes y detectar tumores, lesiones, fracturas, etc. Comúnmente, en el ámbito clínico, el análisis de la información proveniente de CTs o MRIs se realiza en función de algunos cortes axiales bidimensionales, lo cual constituye una seria deficiencia de los sistemas de análisis de la información, ya que se desaprovecha gran parte de la capacidad potencial de estas imágenes. La utilización de un entorno computacional puede facilitar ampliamente la tarea de los profesionales en la medida que brinda mayor información sobre las imágenes y provee variadas facilidades de manipulación y navegación de las mismas dentro en un entorno tridimensional generado en base a la totalidad de los datos capturados. Esto contribuye a la mejora de distintos procesos y a la detección de estructuras anatómicas de interés, etapa inicial de aplicaciones avanzadas tales como cirugía asistida por computadora o planificación de tratamientos complejos como los de radioterapia [Ribeiro, 2002] [Duncan,2000].

Los tomógrafos médicos son equipos de gran tamaño y difíciles de transportar, característica que ha limitado su aplicación en el área industrial. Sin embargo, los progresos recientes en tecnología de rayos X y detectores, así como la alta velocidad de los procesadores de PC, brindan nuevas alternativas para la aplicación de CT en la industria. Como muestra, hoy en día es posible fabricar equipos generadores de pulsos electromagnéticos extremadamente rápidos (10ns.), pequeños, portables y económicos, siendo todas estas características ideales para el *scanning* de radiografías o tomografías industriales [Vénere, 2001]. Las técnicas de inspección de objetos basadas en ensayo no destructivo hoy en día son apropiadas tanto para la utilización en el proceso de fabricación de un producto, para comprobar que el mismo esté libre de fallas como también en el mantenimiento y comprobación de partes en servicio para verificar que todavía pueden ser empleados de forma segura. Por otro lado, también son adecuadas para su utilización en seguridad de aduanas donde la inspección de cargas o contenedores transportados es fundamental para detección de armas, explosivos y otros objetos peligrosos.

En este trabajo se presenta una herramienta que utiliza la CT para la inspección volumétrica de imágenes. Por un lado se provee un método de reconstrucción no convencional de una imagen tomográfica del objeto a partir de proyecciones radiográficas tomadas en distintos ángulos. La herramienta se complementa con facilidades de visualización y segmentación tridimensional que permite realizar una introspección de objetos tanto para el caso de tomografías reconstruidas con este algoritmo o imágenes provenientes de dispositivos de captura como los tomógrafos de medicina.

2. Inspección mediante radiografía y tomografía computada

La técnica radiográfica 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 de los materiales que atraviesa, por lo cual la radiación saliente puede utilizarse para generar una proyección del cuerpo sobre una placa colocada detrás del mismo (Figura 1). Precisamente, la radiografía es una imagen que muestra a través de las intensidades el volumen del objeto atravesado por un haz de radiación [Herman, 1980].

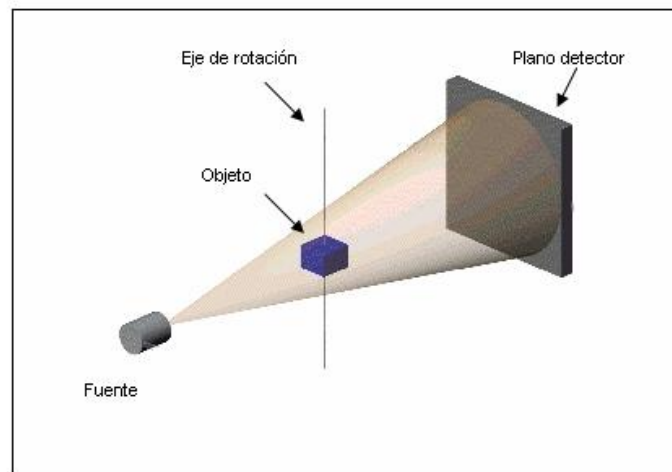


Figura 1. Disposición del sistema de medición y objeto de experimento.

Para producir distintas proyecciones en diferentes vistas, se puede considerar que el objeto rota respecto de la disposición fuente-detector, o bien se puede rotar la fuente y el detector respecto del

objeto. En la mayoría de los casos de aplicaciones industriales es ventajoso rotar el objeto, en cambio en los tomógrafos médicos la fuente y el detector rotan alrededor del objeto (paciente).

A manera de ejemplo para el caso industrial se muestra un conjunto de radiografías obtenidas a partir de un experimento realizado con un dispositivo Plasma Focus [Véneré, 2001]. El objeto irradiado es un conector BNC de acero inoxidable, utilizado en el cableado de redes de computación con cable coaxil (Figura 2 a), al cual se le tomaron 8 proyecciones a distintos ángulos 0° , 30° , 60° , 75° , 90° , 105° , 120° y 150° , rotando la plataforma de base antes de cada irradiación. Las 8 radiografías tomadas al conector BNC fueron digitalizadas a través de un conversor análogo-digital, para transformar la señal registrada en una imagen digital que puede ser interpretada por la computadora. La resolución es de 0.08 mm./pixel (Figura 2 b).

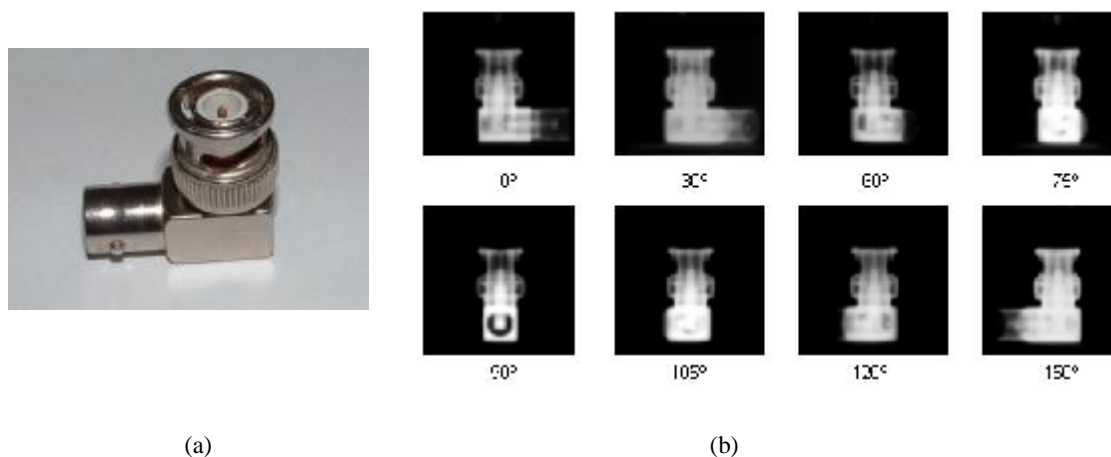


Figura 2. Fotografía de un conector (a) y radiografías tomadas en 8 ángulos diferentes del conector BNC (b).

El mayor inconveniente de la radiografía como técnica de inspección es la superposición de todas las estructuras internas en la imagen proyectada, lo cual hace dificultoso y muchas veces imposible distinguir un detalle en particular. Otro inconveniente, es que en varios casos es necesario tomar varias placas radiográficas de un producto desde distintos puntos de vista o ángulos, y éstas por lo general no son correspondientes entre sí, es decir lo que esta presente en una imagen puede que no aparezca exactamente con las demás. El mal apareamiento entre placas no ocasiona inconvenientes si la inspección de defectos se realiza en forma individual sobre cada una de ellas, pero introduce un problema adicional para el caso de métodos de inspección que utilizan el conjunto de radiografías en forma simultánea como ocurre en el caso de la CT [Barbuzza, 2003][Mery, 2002].

La tomografía es una imagen tridimensional (3D) reconstruida a partir de un cierto número de radiografías del objeto [Herman, 1980]. Esta modalidad de imagen soluciona el conflicto de superposición de estructuras que presenta la radiografía tradicional, ya que ésta permite visualizar la composición objeto haciendo cortes virtuales de la imagen en cualquier dirección.

El mayor problema de la tomografía como método de inspección es el tiempo que se necesita para reconstruir la imagen tridimensional, lo cual puede afectar significativamente la velocidad de inspección y en algunos procesos industriales puede resultar impracticable [Simon, 2001] [Castaño, 2003]. Por esta razón, es esencial tener en cuenta algoritmos de reconstrucción rápidos que obtengan imágenes tomográficas de buena calidad a partir de pocas proyecciones del objeto. La restricción en cantidad de proyecciones es importante para reducir el tiempo de *scanning* y acelerar todo proceso de inspección.

3. Reconstrucción tomográfica

En la literatura se presenta una gran variedad de métodos que resuelven el problema de reconstrucción de la CT, entre los cuales se pueden citar los métodos DFI (*Direct Fourier Inversion*), FBP (*Filtered Backprojection*) y CBP (*Convolution Backprojection*) [Herman, 1980]. Estas técnicas de reconstrucción han sido usadas frecuentemente en distintas aplicaciones comerciales, son rápidas y trabajan bien cuando se cuenta con un conjunto muy grande de proyecciones, pero generan imágenes de poca calidad en caso contrario.

En el caso que se cuente con pocas proyecciones o que las mismas tengan cierto nivel de ruido, se utilizan otros métodos de reconstrucción. El enfoque usual para realizar reconstrucciones óptimas con datos incompletos es ART (Técnicas de Reconstrucción Algebraica). Existen además una variedad de algoritmos alternativos basados en modelos estocásticos como *Bayesian*, ML-EM (*Maximum Likelihood Expectation -maximization*), Algoritmos Genéticos, *Simulation Annealing*. Si bien estos algoritmos han logrado mejorar la calidad de la imagen, insumen bastante tiempo para encontrar la solución [Frese, 1998].

El método de reconstrucción desarrollado en nuestro caso está basado en la técnica probabilística de Monte Carlo, usado para aproximar la solución de problemas de optimización en general [Metropolis,1953] [Chandler,1987]. El método Monte Carlo para reconstrucción tomográfica va proponiendo aleatoriamente imágenes, hasta encontrar una que se ajusta mejor en el conjunto de proyecciones reales (Figura 3). El muestreo se realiza siguiendo una secuencia de imágenes que van mutando unas de otras en cambios del tono de algunos píxeles. Para asegurar que la búsqueda tienda a la solución, se establece un criterio de aceptación de los cambios propuestos, que indica el grado de satisfacción de cada imagen, hasta llegar a una solución con un valor de error aceptable. El indicador considerado en este trabajo es el error cuadrático medio de todas las proyecciones consideradas, por lo que cada imagen propuesta se proyecta según los mismos ángulos con los que se obtuvieron las proyecciones reales, con el fin de compararlas.

```
i=0
Obtener una imagen inicial  $f_0(x,y)$ 
 $e_i = \text{CalcularError de } f_0(x,y)$ 
 $e_{anterior} = e_i$ 
Mientras ( $e_i > 0$  y  $i < \text{máximomutaciones}$ )
  { Mutar la imagen actual generando  $f_i(x,y)$ 
     $e_i = \text{CalcularError de } f_i(x,y)$ 
    Si ( $e_i < e_{anterior}$ ) Aceptar la imagen  $f_i(x,y)$ 
       $e_{anterior} = e_i$ 
    si no descartar la imagen  $f_i(x,y)$ 
     $i = i + 1$ 
  }
```

Figura 3. Esquema básico del algoritmo Monte Carlo

Una de las características de Monte Carlo es que permite incorporar fácilmente técnicas estratégicas que mejoren tanto la calidad de la reconstrucción como de performance del algoritmo. Por esta razón, se incorporaron distintas estrategias de muestreo y mutación del método. Con respecto al muestreo o selección de píxeles a mutar, puede ser fijo o secuencial. El muestreo fijo establece un plan a priori de selección y éste no cambia durante la reconstrucción. A diferencia, el muestreo

secuencial cambia el plan de selección de píxeles víctimas de acuerdo al estado actual de la reconstrucción. Esta estrategia resulta más apropiada al comienzo de la reconstrucción ya que se favorecen los píxeles que requieren mayor corrección, mientras que el muestreo fijo tiene mejor comportamiento cuando todos los píxeles requieren similar corrección. Por su parte, los métodos de mutación pueden seleccionar un píxel para cambiar su tonalidad (asignación), o seleccionar dos píxeles e intercambiar tonalidad entre ellos (negociación). Estas estrategias, además, pueden utilizarse con un método de reconstrucción con o sin multiresolución. La ejecución con multiresolución acelera la convergencia del algoritmo respecto a la resolución plana [Barbuzza, 2003]

En la Figura 4 se muestran los resultados obtenidos de aplicar la técnica de Monte Carlo con la opción secuencial con asignación y sin multiresolución, en la reconstrucción tridimensional del conector BNC, a partir de las 8 placas radiográficas de la Figura 2-b. Se puede observar en la Figura 4-a y 4-b la superficie exterior del objeto reconstruido desde distintos puntos de vista, y en 4-c y 4-d distintos cortes de la imagen tomográfica. La visualización de cortes, permite analizar la estructura interna del conector en distintas direcciones. Como se puede notar, a través de los cortes de la tomografía la composición del interior del objeto es mucho más clara y perceptible que a través de la radiografía en donde se superponen todas las estructuras del conector.

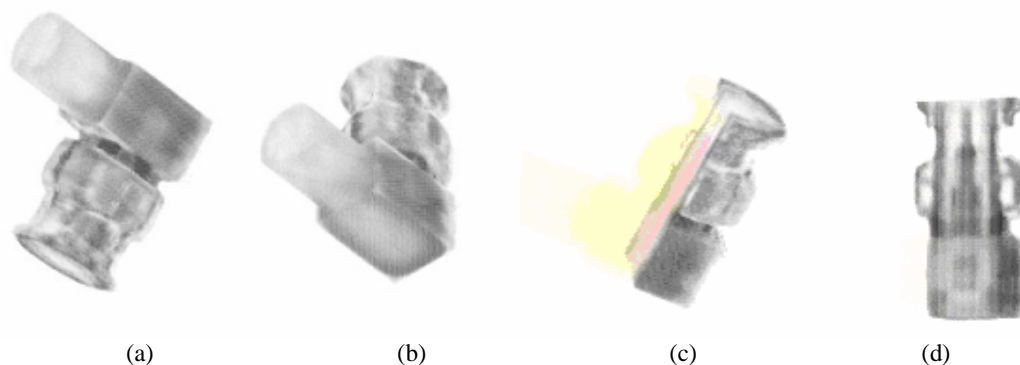


Figura 4. Proyección del conector BNC: vista externa con rotación (a y b), aplicación de plano de corte del conector (b y c)

4. Visualización de tomografías

La imagen obtenida luego del proceso de reconstrucción tomográfica consiste de una serie de cortes digitales transversales del objeto capturado, dispuestos secuencialmente. A partir de esta información y mediante la aplicación de algoritmos apropiados es posible generar una estructura tridimensional, apilando los sucesivos cortes de la imagen. Cada uno de los elementos de volumen (voxels) posee un valor constante asociado a algún atributo medible del objeto real, dependiendo del tipo de imagen considerada (como se mencionó, en el caso de una CT representa el valor de atenuación de los rayos X debido a los materiales presentes en el volumen).

La enorme cantidad de datos contenidos en una imagen digital 3D, como las provenientes de reconstrucción tomográfica, puede resultar de difícil interpretación si no se utilizan métodos adecuados. Sin embargo, se han planteado numerosas técnicas de visualización y segmentación que permiten la exploración de la imagen y la extracción de información de interés, de acuerdo al tipo de aplicación requerida. La herramienta desarrollada resulta de utilidad para la inspección interna del campo de atenuación de las reconstrucciones tomográficas u otro tipo de imágenes. Una de las

alternativas más elementales consiste en la generación de cortes del objeto sobre los distintos planos cartesianos, además de los correspondientes al plano axial obtenidos mediante el algoritmo de reconstrucción. En la Figura 5 se puede apreciar distintos cortes del conector BNC correspondientes a los tres planos cartesianos, los cuales revelan claramente detalles internos, que resultan prácticamente inapreciables a través de la inspección visual.

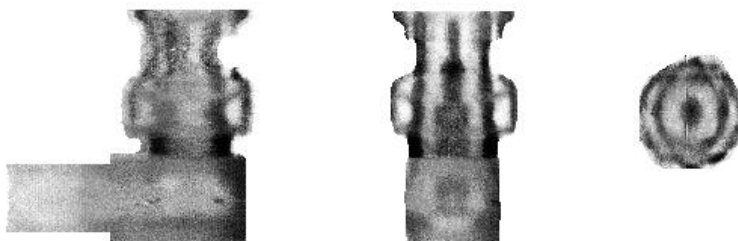


Figura 5. Cortes del conector BNC en los 3 planos cartesianos

Si bien esta forma de visualización posibilita la exploración de cortes internos de la imagen, no permite apreciar adecuadamente sus propiedades volumétricas. Esto sucede comúnmente en aplicaciones en el área de la medicina, ya que si bien los especialistas pueden habituarse a localizar y diagnosticar patologías sobre secciones transversales de datos volumétricos, resulta difícil en ocasiones representar mentalmente las relaciones espaciales de órganos y estructuras internas examinando solamente imágenes planas. La exploración conveniente de la imagen 3D puede revelar propiedades del objeto aparentemente no presentes en las imágenes individuales y reflejar características de profundidad de los componentes, permitir el cálculo de volúmenes y dimensiones en general, o la modificación de las condiciones del entorno para encontrar el mejor ángulo de visión, en forma interactiva e inmediata.

La visualización de imágenes 3D ha sido un tema de activa investigación desde que diversos dispositivos de captura hicieron posible la adquisición de datos volumétricos del interior de los objetos. En el campo de la computación gráfica se han propuesto distintas técnicas de *rendering* [Foley, 1996] para la visualización de imágenes tridimensionales sobre un plano de visión, las cuales se pueden clasificar básicamente en dos enfoques: *surface rendering* [Schroeder, 1992], [Watt, 1993] y *volume rendering* [Levoy, 1988], [Ney, 1990]. El primer enfoque se basa en la detección y descripción de las superficies de los elementos que componen el objeto y la consiguiente visualización de aquellas que se pueden observar desde un punto de vista dado. En el segundo esquema, la visualización resulta de la composición de las contribuciones de los elementos de la imagen, ubicados a lo largo de una serie de rayos virtuales, perpendiculares al plano de visión, sin necesidad de generar un modelo explícito de superficies. Esta técnica se basa en modelar los datos como un volumen semi-transparente, pudiendo realizar una asignación de color y de transparencia a los materiales presentes en la imagen, producto de la propagación de los haces de radiación.

Los algoritmos de *volume rendering* ofrecen una posibilidad de visualización más completa ya que permiten la graficación del conjunto de datos en su totalidad sobre la pantalla. Tradicionalmente, este esquema resulta computacionalmente más costoso que el tratamiento de superficies; sin embargo, los avances producidos recientemente tanto en el software como en el hardware de graficación han permitido reducir enormemente el tiempo de procesamiento [Lacroute, 1995] [Brodie, 2001]. Esta alternativa brinda interesantes posibilidades de análisis de la información, ya que se puede visualizar el objeto desde cualquier orientación, con el fin de apreciar distintos

aspectos del mismo (Figura 4). Para ello, se debe especificar el sentido de la rotación para aplicar la transformación correspondiente y desplazar el plano de visión hasta el nuevo punto de observación, según la dirección indicada. Este esquema básico se complementa con facilidades de iluminación de la imagen y opciones adicionales de visualización que permiten revelar estructuras internas mediante la observación del volumen a través de planos de corte arbitrarios y el realce de componentes, como puede apreciarse en las Figuras 4 y 6.



Figura 6. Visualización 3D de una imagen médica de cabeza (MRI) con distintos cortes en el eje axial.

5. Segmentación de la imagen

Otro aspecto importante en el procesamiento de imágenes digitales 3D consiste en la habilidad de detectar determinadas estructuras dentro del volumen. Así por ejemplo, en aplicaciones médicas frecuentemente se requiere la identificación de los diferentes materiales (hueso, masa encefálica, tumor, etc.) o en el caso área industrial, se puede requerir la localización de defectos o la identificación de ciertas piezas para su análisis. Esta tarea se realiza mediante algoritmos de segmentación, cuyo objetivo principal es la formación de particiones de los elementos de la imagen con características similares, de acuerdo a algún criterio particular [Castleman, 1996]. Este proceso es generalmente bastante crítico y dificultoso, ya que su resultado condiciona a su vez la calidad de los subsecuentes procesamientos sobre los datos y, por consiguiente, la capacidad de análisis de los mismos [Jain, 2000].

Se han planteado diferentes métodos computacionales capaces de llevar a cabo la segmentación de una imagen [Gonzalez, 1992], [Castleman, 1996], [Pham, 2000]; sin embargo, aún no existen soluciones definitivas ni algoritmos generalmente aplicables. En este trabajo se presenta un esquema de segmentación basado en el crecimiento de regiones. Según este enfoque, cada región de la imagen comienza a formarse a partir de uno o más elementos iniciales (semillas) y evoluciona incorporando voxels vecinos a los ya integrados mientras se satisfaga determinado criterio de similitud. Una vez determinados todos los puntos que corresponden a cada una de las regiones segmentadas, es posible generar una descripción poligonal de las superficies correspondientes para su visualización.

5.1. Algoritmo de crecimiento de regiones

La estrategia de crecimiento de regiones constituye un enfoque poderoso de segmentación, ya que el algoritmo resulta simple y flexible, permitiendo considerar diferentes criterios de evaluación para la inclusión de elementos a cada región.

Los parámetros que permiten controlar el proceso de llenado pueden ser establecidos por el usuario o algunos de ellos por el mismo algoritmo. Esto último se lleva a cabo mediante estrategias de pre-procesamiento de la imagen, con el propósito de dotar al esquema de un mayor grado de automatización. Sin embargo, la definición de los puntos iniciales condiciona de alguna manera el crecimiento de cada región. Por consiguiente, es importante que las semillas se especifiquen en posiciones de la imagen donde el objeto de interés ciertamente existe. Por esta razón, se requiere para esta tarea la intervención de un usuario experto, mediante facilidades provistas para la inspección visual y selección de puntos en el volumen.

Una vez especificados los puntos iniciales de una región, el algoritmo de crecimiento extrae las componentes de interés mediante la incorporación sucesiva de los voxels que satisfacen el criterio de evaluación establecido. Para ello, los voxels visitados en cada etapa del algoritmo se insertan en una lista hasta el momento de ser evaluados, como se puede apreciar en el algoritmo de la Figura 7. El criterio considerado se basa en la proximidad y la homogeneidad de los elementos de la región, teniendo en cuenta no sólo la similitud de cada voxel con respecto a las semillas, sino también las propiedades de su entorno. Esta estrategia permite reducir las oportunidades de escape del proceso de llenado por conductos delgados y el consecuente desborde hacia otras regiones de la imagen. Además, se contempla la presencia de ruido o de cierta variación de intensidades dentro de una región, situación común debido a las características de las imágenes provenientes de reconstrucción tomográfica u otro tipo de modalidades utilizadas en aplicaciones médicas.

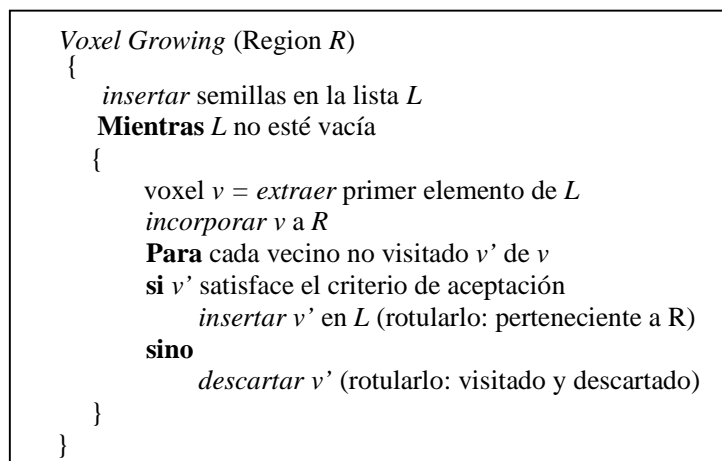


Figura 7. Esquema del algoritmo Voxel Growing

El esquema propuesto se complementa con un proceso adicional de extensión de la frontera, realizando un crecimiento limitado por niveles para aproximar con mayor precisión los límites reales de cada objeto, como se describe en [del Fresno, 2002]. Además, las capacidades del algoritmo de crecimiento pueden aumentarse, permitiendo la incorporación de cierta información a priori sobre las características de la región segmentada (por ejemplo, acerca de fallas habituales en el material, forma y volumen de los objetos en estudio, etc.).

Los resultados obtenidos mediante la aplicación de esta estrategia han sido satisfactorios. Por sus características, el esquema de segmentación es simple y eficiente, y resulta estable con respecto a problemas en los que otras técnicas habitualmente fallan. Como se mencionó, a partir de los datos obtenidos en el proceso de segmentación se pueden detectar regiones correspondientes a estructuras específicas, que pueden corresponder a diferentes componentes industriales o defectos (como poros, fisuras, etc.) o estructuras anatómicas dentro de imágenes médicas, como se muestra en la Figura 8. Los objetos identificados pueden ser luego evaluados por medio de la extracción de características,

a través de la medición de propiedades geométricas (área, perímetro, factores de forma, momentos invariantes, etc.) [Castleman, 1996] [Jain, 2000].

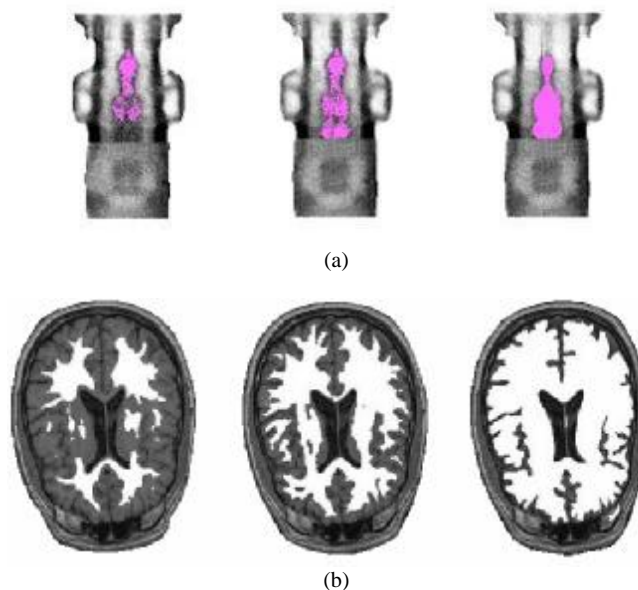


Figura 8. Evolución del algoritmo de llenado para la segmentación de componentes: pin central de conector BNC (a), cerebro en una MRI (b)

5.2. Generación del modelo de superficie

Los resultados del proceso de segmentación pueden ser visualizados por medio de la inspección de los diferentes cortes o a través del análisis de proyecciones arbitrarias del volumen, según se ha mencionado más arriba. Además de esta posibilidad, se ha incorporado la opción de generar los datos necesarios para la visualización de las superficies de las regiones segmentadas, mediante algoritmos de *surface rendering*.

El procedimiento implementado se compone fundamentalmente de dos etapas. En un primer paso, se determina una descripción poligonal inicial a partir de la información sobre los elementos frontera de cada región. Posteriormente, la triangulación obtenida se procesa mediante filtros convenientes, con el objeto de suavizarla y remover imperfecciones [del Fresno, 2002]. La Figura 9 muestra las dos etapas del proceso de generación de superficies aplicado a la segmentación de

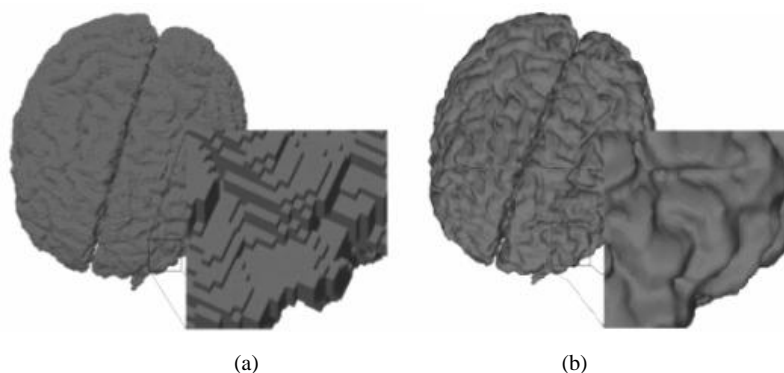


Figura 9. Visualización de superficies: (a) triangulación inicial – (b) superficie suavizada

cerebro, donde se puede observar el resultado de la generación de la malla inicial de polígonos (Figura 9-a) a la cual se le ha aplicado una etapa de suavizado y tratamiento de situaciones conflictivas, para generar una superficie suave y acorde al aspecto real del objeto (Figura 9-b).

En la Figura 10 se muestra una serie de imágenes correspondientes a vistas de las superficies de imágenes médicas de cabeza y del conector BNC. En 10-a y 10-b se muestra sólo la superficie externa de los objetos; mientras que en 10-c y 10-d se pueden apreciar dos ejemplos de visualización de componentes internas de la imagen, como es el caso del cráneo y del cerebro (con presencia de tumor). Las superficies generadas mediante el algoritmo propuesto en este trabajo son de calidad altamente aceptables, mejorando incluso los resultados obtenidos con otras técnicas, tales como *marching cubes* [Lorensen, 1987]. Además, la estrategia empleada resulta simple, robusta y de costo computacional aceptable.

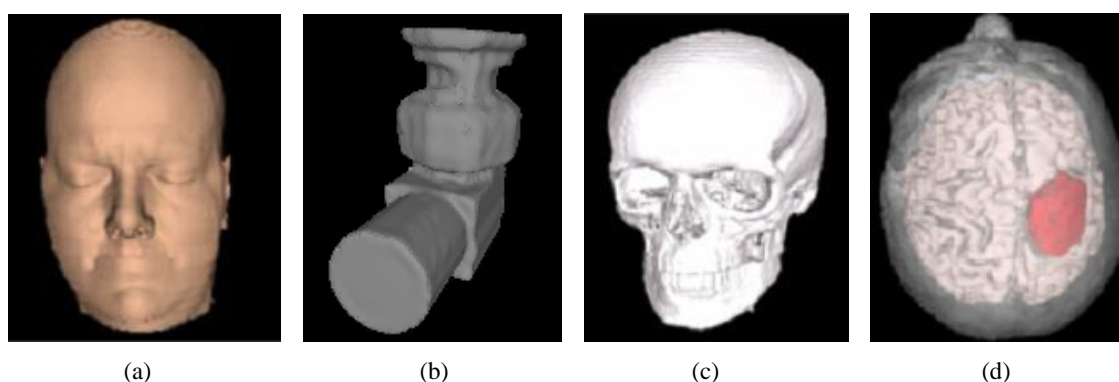


Figura 10. Superficies de estructuras segmentadas a partir de imágenes 3D: conector BNC (a), piel (b), cráneo en CT (c), cerebro (d)

6. Conclusiones

En este trabajo se ha presentado una metodología no convencional, basada en la reconstrucción tomográfica y la consecuente visualización y segmentación de imágenes tridimensionales para su posterior análisis. El algoritmo de reconstrucción está basado en el método estocástico de Monte Carlo y permite incorporar distintas estrategias de reconstrucción para mejorar tanto la calidad de la imagen tomográfica como la performance del algoritmo. Además, las opciones de visualización de volúmenes implementadas proveen amplias facilidades de análisis de la información contenida en las imágenes. El método de segmentación propuesto es simple, eficiente y permite localizar automáticamente los objetos de interés mediante el crecimiento de regiones a partir de uno o más puntos iniciales.

Los resultados experimentales de reconstrucción y visualización obtenidos a partir del análisis de objetos metálicos han sido altamente satisfactorios. La calidad de las imágenes obtenidas permite apreciar fácilmente detalles internos submilimétricos, incluso a partir de reconstrucciones tomográficas basadas en un número reducido de radiografías. El método de segmentación propuesto ha sido aplicado a diferentes tipos de imágenes obteniendo modelos de superficie que generalmente resultan de calidad superior a las generadas con otros métodos con costo computacional reducido.

Por sus características, tanto el algoritmo de reconstrucción tomográfica como el esquema de crecimiento de regiones empleado para la descomposición de la imagen pueden ser potenciados mediante la incorporación de información a priori al proceso (Ej. acerca de características de la

imagen, o tamaño y forma del objeto de interés, etc.). La integración de conocimiento a los algoritmos utilizados ciertamente constituye un aspecto de futura investigación.

Referencias

- [Barbuzza, 2003] Barbuzza R., M. del Fresno, A. Clause y M. Vénere, *Instrospección tomográfica de piezas como herramienta en la restauración de materiales*, Jornada de Técnicas de restauración del patrimonio, LEMIT, La Plata, 5 de septiembre de 2003.
- [Brodie, 2001] Brodie K., Word J., *Recent Advances in Volume Visualization*, Computer Graphics Forum, Vo.20, No.2, 2001, pp. 125-148
- [Castaño, 2003] A. Castaño, P. Paggi, Rosana Barbuzza, M. Vénere y A. Clause, *Control de calidad de manufactura con procesamiento tomográfico inteligente*, XXX Reunión Anual de la AATN 2003, Asociación Argentina de Tecnología Nuclear, Buenos Aires, Argentina, 26 de noviembre de 2003, Nro. 23.
- [Castleman, 1996] Castleman K., *Digital Image Processing*, 1996, Prentice Hall
- [Chandler, 1987] Chandler D., *Introduction to modern statistical mechanics*, Oxford University Press.
- [del Fresno, 2002] M. del Fresno, M. Vénere, *Un método de segmentación de imágenes digitales tridimensionales por crecimiento de regiones*, VIII Congreso Argentino de Ciencias de la Computación CACIC 2002, Buenos Aires, 15-18 octubre de 2002.
- [Duncan, 2000] Duncan J., Ayache N., *Medical Image Analysis: Progress over Two Decades and Challenges Ahead*, 2000, IEEE Transactions on Pattern Recognition and Machine Intelligence, Vol.22, No.1
- [Foley, 1996] Foley, J., Van Dam, A., Feiner, S., Hughes, J., *Introduction to Computer Graphics*, Addison-Wesley, 1996.
- [Frese, 1998] Frese T., C. Bouman, K. Sauer, *Discrete Mutiscale Bayesian Image Reconstruction*, Proc. thirty-second Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers, Vol. 2, pp. 1687-1691, Nov 1-4, Pacific Grove.
- [Gonzalez, 1992] Gonzalez R., Woods R., *Digital Image Processing*, Addison-Wesley, 1992
- [Herman, 1980] Herman G., *Image Reconstruction from Projections. The Fundamental of Computerized Tomography*, Academic Press, London, 1980.
- [Jain, 2000] Jain A., Duin R., Mao J., *Statistical Pattern Recognition: A Review*, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2000, Vol.22, No.1
- [Lacroute, 1995] Lacroute P., *Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation*, Technical Report: CSL-TR-95-678, September 1995
- [Levoy, 1988] Levoy M., *Display of Surfaces from Volume Data*, 1988, IEEE Computer Graphics and Applications, Vol.8, No.3.
- [Lorensen, 1987] Lorensen W., Cline H., *Marching Cubes a high resolution 3D surface reconstruction algorithm*, Computer Graphics, 1987, Vol 21, No.4, pp 163-169
- [Mery, 2002] Mery D., *Inspección visual automática*, Primer congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica, 8-12 abril 2002, Perú. <http://www.diinf.usach.cl/~dmery>
- [Metrópolis, 1953] N. Metropolis, A. Rosenbluth, M. Rosenbluth, A. Teller and E. Teller, *Equation of state calculations by fast computing machines*, J.of Che. Phys., vol. 21, pp.1087-1092, 1953

- [Ney, 1990] Ney D., Fishman E., Magid D., Debrin R., *Volumetric rendering of computed tomography data: principles and techniques*, IEEE Computer Graphics and Applications, 1990, Vol. 10, No. 2
- [Pham, 2000] Pham D., Xu C., Prince J., *A survey of current methods in medical image segmentation*, Annual Review of Biomedical Engineering, Vol.2, 2000
- [Ribeiro, 2001] Ribeiro F., del Fresno M., Vénere M., *Aplicación de Técnicas de Segmentación de Imágenes en la Planificación de Tratamientos de Radioterapia*, 2001, Proceedings de las 30° JAIIO 2001, Subserie: Simposio Argentino de Informática y Salud, Vol.4
- [Schroeder, 1992] Schroeder, W., Zarge, J., *Decimation of Triangle Meshes*, 1992, Computer Graphics, 26, 2
- [Simon, 2000] Simon M., C. Sauerwein, *Cone beam tomography for quality control and rapid product development*, Insight, Vol 42, Issue 10, pp. 651-655, 2000.
- [Vénere, 2001] Vénere M. , C. Moreno, A. Clause, R. Barbuzza y M. del Fresno, *Tomographic system based on plasma focus x-rays*, Nukleonika 2001, vol. 46 Supplement 1, pp 5-6, 2001.
- [Pham, 2000] Pham D., Xu C., Prince J., *A survey of current methods in medical image segmentation*, Annual Review of Biomedical Engineering, Vol.2, 2000
- [Watt, 1993] Watt A., *3D Computer Graphics*, Addison-Wesley, 2nd. ed., 1993