

Método de evaluación cuantitativa de algoritmos de registro tridimensional deformable

B. Rodríguez Vila^{1,2}, F. Gayá Moreno¹, F. del Pozo Guerrero^{1,2}, F. García Vicente³, E.J. Gómez Aguilera^{1,2}

¹ Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, {brvila,fgaya,egomez}@gbt.tfo.upm.es

² Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina CIBER-BBN

³ Sección de Radiofísica, Hospital Universitario de La Princesa, Madrid, España, fgarcia.hlpr@salud.madrid.org

Resumen

Se presenta una nueva metodología de evaluación cuantitativa de algoritmos de registro tridimensional deformable basada en las delineaciones de los órganos de interés. Esta metodología ofrece una completa descripción tridimensional del error de registro mediante el cálculo de las distancias entre los volúmenes del órgano de interés en la imagen de referencia y la imagen registrada. El método propuesto ha demostrado la capacidad de trabajar correctamente tanto en volúmenes totalmente convexos como en volúmenes cóncavo-convexos, ajustándose de manera precisa a los volúmenes marcados por el especialista. Además, el alto rendimiento del método permite la rápida evaluación en un gran número de direcciones de control (64800 direcciones en menos de un segundo).

1. Introducción

El objetivo de las nuevas técnicas de radioterapia mediante rayo externo, como la radioterapia tridimensional ajustada, la radioterapia modulada en intensidad y la radioterapia guiada por imagen, consiste en aplicar una gran dosis de radiación al tumor, evitando radiar en la mayor medida posible el tejido circundante sano [1]. Para la planificación de los tratamientos se definen sobre un estudio de TC o de RM una serie de volúmenes estandarizados. El *Gross Tumor Volume* (GTV) se define en una primera etapa delineando manualmente los contornos del tejido tumoral, tarea que conlleva gran tiempo para su realización. El *Clinical Target Volume* y el *Planning Target Volume* se derivan del GTV, aunque cambian según las técnicas de radioterapia, por lo que la precisión de la delineación del GTV tiene una gran influencia en el proceso de planificación [2].

El registro de imágenes es una herramienta esencial para la monitorización de tratamientos de radioterapia adaptativa [3], ya que permite comparaciones morfológicas en presencia de variaciones anatómicas. La evaluación de los métodos de registro no-rígido es una tarea muy complicada debido a la ausencia de una correspondencia punto a punto conocida [4][5][6]. El uso del análisis de las variaciones en las delineaciones del volumen objetivo [7] ya se ha propuesto en el pasado para la evaluación de métodos de registro no-rígido, teniendo

en cuenta que la naturaleza tridimensional de estas técnicas de radioterapia requiere una completa descripción de la distancia entre los dos volúmenes, o función de error en el espacio [8]. Para ello se tiene en cuenta que el método de registro ha alineado las estructuras óseas de las dos imágenes (puesto que son las más fáciles de alinear, sirviendo incluso un algoritmo de registro rígido bastante simple) creando de este modo un marco de referencia en el que poder realizar medidas de errores en el espacio.

En los trabajos realizados por diversos autores, la superficie del órgano de interés se renderiza a partir de los contornos basándose en distintos tipos de teselado [7][8]. Los métodos geométricos estudiados tienen problemas para trabajar con volúmenes que no sean completamente convexos. Sin embargo, los órganos del cuerpo humano tienen significantes concavidades que pueden introducir errores relevantes en la evaluación.

El propósito de este trabajo es presentar una metodología para la evaluación de registro tridimensional deformable, basada en el análisis de las variaciones en las delineaciones de los contornos del órgano de interés, y capaz de trabajar con volúmenes cóncavos y convexos eliminando el paso del renderizado de las superficies.

2. Material y métodos

El método propuesto consta de dos etapas diferenciadas:

1. Descripción de la forma del órgano de interés en las dos imágenes (referencia y registrada).
2. Cuantificación del error mediante la función de distancia entre los dos volúmenes.

2.1. Descripción de la forma del órgano

El método propuesto [9] está basado en la combinación de dos análisis bidimensionales del volumen del órgano en vez de realizar un único análisis tridimensional que sería más costoso en tiempo y en coste computacional. Para ello la forma del volumen se cuantifica en términos de muestras escalares del órgano, como sugieren Remeijer et al [7]. En este caso el órgano objetivo se cuantifica muestreando la distancia entre un centro de referencia (el centro de masas del órgano en la imagen referencia) y la

superficie del órgano para un gran número de direcciones en el espacio, de manera que si el número de muestras es suficiente, la distancia entre muestras de la superficie será menor que la densidad de los puntos del contorno, y se conseguirá una descripción completa de la superficie del órgano.

El cálculo del centro de gravedad de un volumen conlleva la creación de una imagen binaria a partir de los contornos de la imagen de planificación. De este modo el centro de masas del órgano se calcula teniendo en cuenta todo el volumen englobado por la superficie del órgano, y no solo la superficie del órgano.

El método consiste en cuatro pasos diferenciados:

- Cálculo de las intersecciones con los contornos axiales: todos los contornos delineados manualmente en los cortes axiales son proyectados en un solo plano e intersecados por un conjunto de rayos polares centrado en la proyección del centro de referencia sobre el plano. Como resultado, el marco de referencia queda dividido homogéneamente.

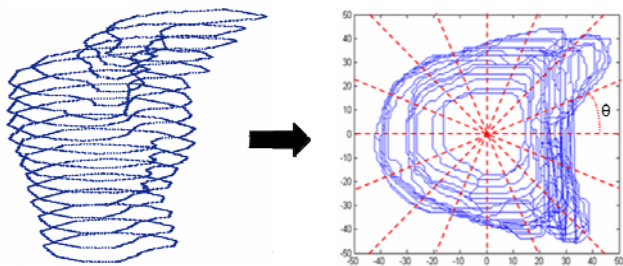


Figura 1. Cálculo sobre los contornos axiales.

- Cálculo de los contornos polares: los puntos de intersección entre cada rayo polar y cada contorno axial se levantan hasta la altura del contorno axial al que pertenecen y se unen los coplanares para formar un nuevo conjunto de contornos polares. El nuevo conjunto de rayos debe tener en cuenta las diferentes dimensiones de los vóxeles; normalmente las dimensiones de los píxeles de cada corte son iguales, pero la distancia entre cortes es significativamente mayor. El resultado es similar a intersecar el volumen con un conjunto de planos perpendiculares al eje axial y con una separación de θ grados.

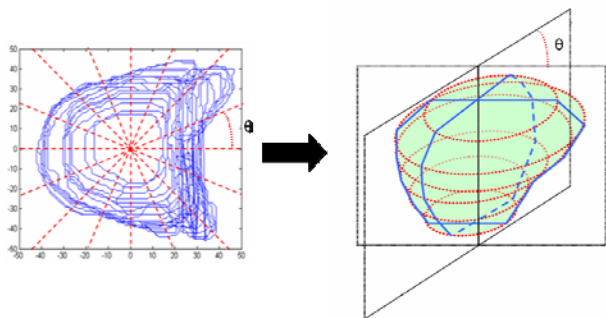


Figura 2. Cálculo de los contornos polares.

- Cálculo de las intersecciones con los contornos polares: Los nuevos contornos se abaten sobre un plano girándolos sobre el eje común Z y se intersecan por un nuevo conjunto de rayos polares, consiguiendo otra vez un marco de referencia bidimensional.

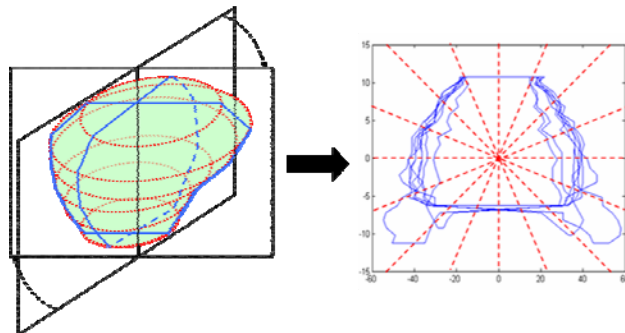


Figura 3. Cálculo sobre los contornos polares.

- Cálculo de la muestra de la superficie: las coordenadas esféricas del punto de control son el ángulo θ del análisis en el plano axial y el ángulo ϕ y el módulo ρ del centro a la intersección, del análisis en el plano polar.

2.2. Cuantificación del error

La diferencia entre dos volúmenes puede ser medida de diversas maneras [10][11]: mediante el volumen solapado, mediante elementos finitos o mediante la distancia entre los dos volúmenes en múltiples direcciones preestablecidas.

En este trabajo, y para la medida del error, se ha optado por medir la distancia entre los dos volúmenes en la dirección radial, puesto que es la más intuitiva.

Esta medida no se puede usar en caso de que el error sea tan grande que el centro de referencia se encuentre fuera del órgano en la imagen registrada.

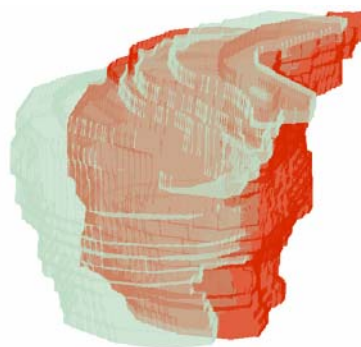


Figura 4. Representación mediante Marching Tetrahedrons de la escena global.

2.3. Imágenes Clínicas

Las imágenes usadas en la realización de este trabajo provienen de estudios de TC para la planificación de tratamientos de radioterapia en cáncer de próstata. La

delineación de los órganos fue llevada a cabo por un radiólogo especialista mediante el perfilado del contorno del órgano de interés en cada corte. Este procedimiento tiene como resultado una serie de contornos bidimensionales que definen un volumen tridimensional. El método propuesto se ha usado para evaluar las delineaciones de la próstata y las vesículas seminales en estudios de TC.

3. Resultados y discusión

Debido a la gran cantidad de resultados simultáneos es necesario un método exhaustivo y completo de visualización de datos. Se ha hecho uso de mapas polares para representar la distancia en cada dirección, de tal manera que la parte superior del órgano referencia queda representada en $\varphi \approx 90^\circ$, la parte inferior en $\varphi \approx -90^\circ$, la parte frontal en $\theta \approx 0^\circ$ y la parte posterior en $\theta \approx \pm 180^\circ$. Los mapas polares son muy útiles para la representación de resultados de estructuras casi-esféricas, pero tienen un inconveniente inherente y es que solo puede representarse un valor por cada dirección. Debido a esta limitación se ha decidido representar sólo el máximo valor en cada dirección.

La representación de la forma de un órgano (Figura 5) es la base de la metodología para reconstruir la escena y poder cuantificar el error entre los dos volúmenes. En este mapa polar se representa la distancia en milímetros de cada muestra de la superficie al centro de referencia (el centro de masas del órgano), por lo que los datos representados son siempre positivos.

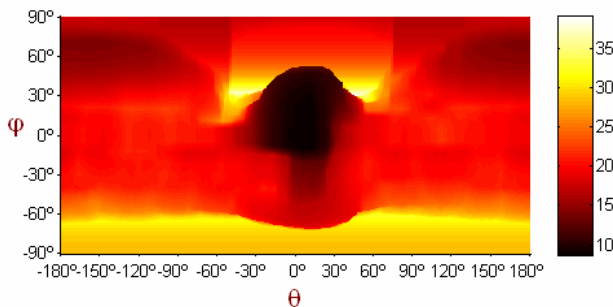


Figura 5. Forma de la próstata con vesículas seminales.

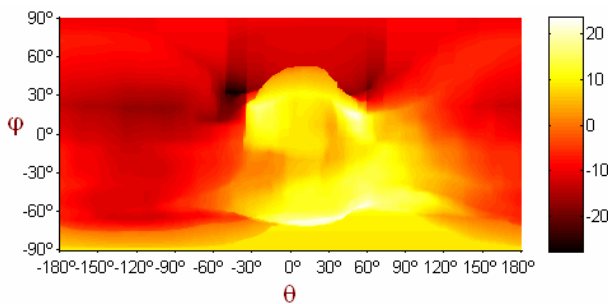


Figura 6. Error de registro en cada dirección.

A partir de este cálculo se puede medir la distancia volumétrica entre la próstata en la imagen referencia y la próstata en la imagen registrada (Figura 6). La diferencia

entre los dos volúmenes se mide restando la distancia al centro de referencia del órgano en la imagen registrada y la distancia al centro de referencia del órgano en la imagen referencia para cada dirección de control, por lo que los datos de error pueden ser positivos y/o negativos.

Mediante la combinación de los datos de la forma del órgano en la imagen referencia y los datos de error se puede reconstruir la escena tridimensional general.

Se ha planteado una comparación con el método Convex Hull [12] mediante triangulación Delaunay (Figura 7) como ejemplo para mostrar las mejoras en la reconstrucción y análisis de los órganos introducidas por nuestro método con respecto a otros métodos basados en teselado. Este método es ampliamente usado para reconstrucción tridimensional pese a su limitación para mostrar concavidades.

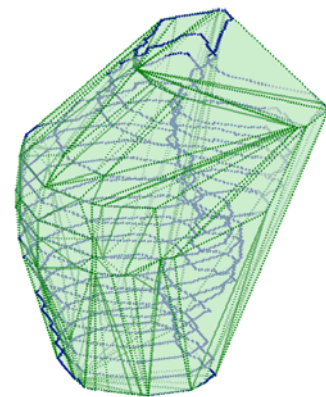


Figura 7. Reconstrucción por Convex Hull mediante triangulación Delaunay a partir de los contornos.

Las transiciones en el caso de la reconstrucción por Convex Hull son mucho más suaves, pues simplifica la forma del órgano eliminando toda concavidad. Se puede observar en la Figura 8, donde se representan en un mapa polar los resultados del Convex Hull para el mismo órgano de la Figura 5.

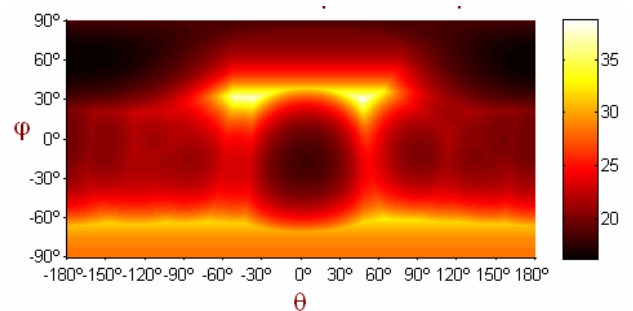


Figura 8. Forma de la próstata con vesículas por Convex Hull mediante triangulación Delaunay.

Las diferencias entre los dos métodos tienden a ser nulas en las regiones convexas del volumen, especialmente en los contornos superior e inferior que son absolutamente planos. Sin embargo, las diferencias entre los dos métodos en las regiones cóncavas son significativas,

teniendo su máximo en el caso de la próstata alrededor de las vesículas seminales. Como nuestro método se ajusta de manera más exacta a los contornos, las distancias calculadas a partir de la reconstrucción por Convex Hull siempre serán mayores o, en el mejor de los casos, iguales.

Como se observa en la Figura 9, la concavidad de la parte posterior de la próstata, debida a la deformación por la presión del recto, presenta diferencias de entre 5 y 10 mm, mientras que las concavidades debidas a que se han delineado las vesículas seminales y la próstata como un solo órgano presentan diferencias de más de 20 mm. Estas distancias son muy significativas cuando el órgano con el que se está tratando tiene una dimensión máxima de poco más de 35 mm.

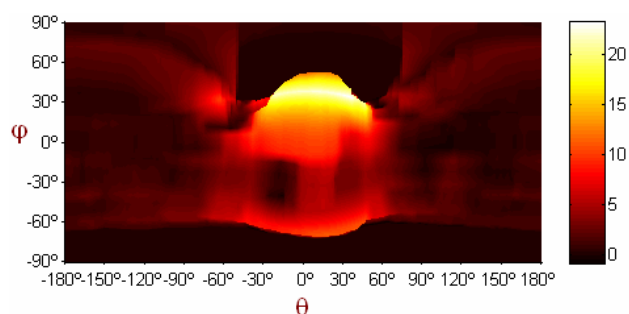


Figura 9. Diferencias entre Convex Hull mediante triangulación Delaunay y el método propuesto.

Los resultados obtenidos mediante esta metodología son 64800 puntos de control calculados a partir de otras tantas direcciones del espacio homogéneamente distribuidas tomando como centro de referencia el centro de masas del órgano de interés en la imagen referencia.

Estos cálculos se han obtenido en menos de un segundo usando una implementación en Matlab R2007b, un ordenador personal con un procesador Pentium 4 3GHz, 1 GB de memoria RAM e imágenes de 512x512x40 vóxeles.

4. Conclusiones

La metodología propuesta ha demostrado ser muy útil para la evaluación de algoritmos de registro tridimensional no-rígido, ofreciendo una completa descripción tridimensional del error. En esta metodología se ha presentado un proceso completamente nuevo y original para la reconstrucción tridimensional de órganos sin la necesidad de un renderizado, y se ha definido y probado una metodología intuitiva y unívoca para la cuantificación de la distancia entre volúmenes, mostrándose útil para reconstruir la escena tridimensional. En general esta metodología se ha mostrado capaz de trabajar correctamente en estructuras convexas y/o en estructuras cóncavo-convexas, obteniendo una mejor precisión que otros métodos basados en renderizado, y con un tiempo de cálculo muy reducido.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer su generosa colaboración a la Dra. Zapatero Laborda, del Hospital Universitario de La Princesa de Madrid, por realizar la segmentación de las imágenes utilizadas en esta investigación.

Referencias

- [1] Zapatero A, Rios P, Minués R, Garcia-Vicente F. Dose escalation with three-dimensional conformal radiotherapy. Is more dose really better in high-risk patients treated with androgen deprivation? Clin Oncol (R Coll Radiol) 2006, Vol. 18, No 8, pp 600-607.
- [2] International Commission on Radiation Units and Mesasurements (ICRU). (1993) Report No 50. Prescribing, Recording and Reporting Photom Beam Therapy.
- [3] Lu W, Olivera G, et al. Deformable registration of the planning image (kVCT) and the daily images (MVCT) for adaptive radiation therapy. Phys. Med. Biol 2006. Vol. 51, pp 4357-4374.
- [4] Validation of medical image processing in Image-Guided Therapy. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol 21, N° 12, 2002.
- [5] G.E. Christensen, et al. Introduction to the non-rigid image registration evaluation project (NIREP). Workshop on Biomedical Image Registration 2006, pp. 128-135.
- [6] B.Rodríguez-Vila, E.J.Gómez, F.García-Vicente. Evaluación de métodos de registro no rígido de imágenes CT para la monitorización de terapias de radiación en cáncer de próstata. XXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, Cartagena 2007. ISBN 84-612-0369-7, pp 5-9.
- [7] Remeijer P, Rasch C, Lebesque JV, van Herk M. A general methodology for three-dimensional analysis in target volume delineation. Medical Physics 1999, Vol. 26, No 6, pp 331-340.
- [8] Pevsner A, Davis B et al. Evaluation of a deformable image matching method for quantifying lung motion in respiration-correlated CT images. Medical Physics 2006, Vol. 33, No 2, pp 369-376.
- [9] Rodriguez-Vila B, Gaya F, del Pozo F, Garcia-Vicente F, Gomez EJ. (2008) A new geometrical method for 3D evaluation of non-rigid algorithms for radiotherapy in prostate cancer. Computed Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2008. Barcelona.
- [10] G.E. Christensen, et al. Introduction to the non-rigid image registration evaluation project (NIREP). Workshop on Biomedical Image Registration 2006, pp. 128-135.
- [11] G. Gerig, M. Jommier, M. Chakos. Valmet: A new validation tool for assessing and improving 3D object segmentation. MICCAI 2001, LNCS 2208, pp. 516-528.
- [12] F.P.Preparata, S.J.Hong. Convex hulls of finite sets of points in two and three dimensions. Commun. ACM 1977, Vol. 20, No 2, pp 87-93.