

CORRECCIÓN AUTOMÁTICA DEL POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE DURANTE EL TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA

Jorge Larrey Ruiz⁽¹⁾, Juan Morales Sánchez⁽¹⁾, Rafael Verdú Monedero⁽¹⁾, José Luis Sancho Gómez⁽¹⁾
{jorge.larrey;juan.morales;rafael.verdu;josel.sancho}@upct.es

⁽¹⁾Dpto. de Tecnologías de la Información y Comunicaciones. Universidad Politécnica de Cartagena, 30202 Cartagena.

Abstract—In the usual clinical procedure, for the application of a radiotherapy treatment, a dosimetry planning is previously performed from a x-ray volumetric scanning (Computed Tomography), placing on the patient several fiduciary marks, that will serve as external reference. In the treatment stage, the problem is to place the patient correctly in the accelerator so that the radiotherapy treatment precisely corresponds to the planned doses. This verification is achieved by comparing a Digitally Reconstructed Radiography from planning stage and a portal image obtained from the accelerator. Then the couch and the patient are moved longitudinally and transversally, using the fiduciary marks on the patient skin as a reference. The paper proposes an automatic method, based on image registration techniques, to accurately compute the couch movement required to locate the patient in the planned position. This method shows a perfect matching with the displacements estimated by the facultative during the corresponding treatments.

I. MOTIVACIÓN Y ANTECEDENTES

Los tratamientos de radioterapia (RT) están encaminados a suministrar una determinada dosis de radiación sobre un volumen a tratar (o *blanco*), que debe estar bien delimitado, asegurándose así que la menor cantidad de radiación posible alcance el tejido sano adyacente. La verificación del posicionamiento correcto del paciente antes de comenzar un tratamiento de radioterapia es de vital importancia a la hora de garantizar que la dosis prescrita se va a administrar de manera precisa. Es necesario garantizar que los posibles movimientos del paciente, errores en su posicionamiento, errores humanos en el manejo de la instrumentación, etc., se puedan solventar comprobando los datos dosimétricos y geométricos antes del tratamiento [1].

El procedimiento habitual para la aplicación de un tratamiento de radioterapia es el siguiente: se realiza un estudio a partir de imágenes procedentes de una exploración volumétrica mediante tomografía computerizada (CT) sobre la zona en que están localizados el tumor y los órganos de riesgo, colocando sobre el paciente al menos tres marcas fiduciarias que servirán de referencia externa; la posición de estas marcas se tatúa en la piel del paciente. Haciendo uso de los datos CT, el sistema de planificación —que en el caso del Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca (Murcia), con el que se ha colaborado en este trabajo, es el *software*

Pinnacle de Adac— realiza el contorneado del blanco y de los órganos circundantes, y se procede entonces a planificar el tratamiento con el módulo de simulación virtual y de cálculo dosimétrico, obteniéndose así una serie de imágenes DRR (radiografía digitalmente reconstruida, con energías fotónicas típicas del ámbito del radiodiagnóstico: 80-120 KeV) a partir de la información CT, que servirán de referencia interna para el correcto posicionamiento del paciente. En concreto, se precálculan tantas DRRs como direcciones de incidencia del haz de radiación se prevean para el tratamiento planificado. Los datos geométricos y dosimétricos de esta planificación se envían al acelerador lineal con formato DICOM-RT —figura Fig.1(a)—.

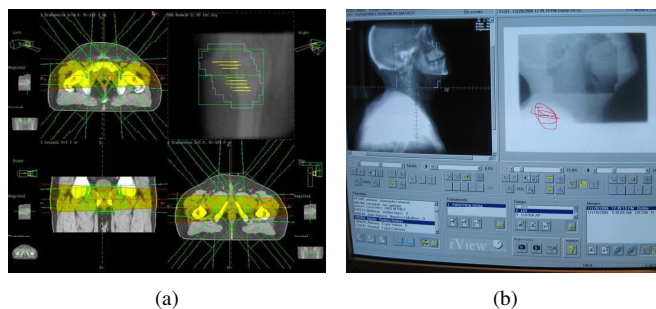


Fig. 1. *Software* necesario para la planificación y dosificación del tratamiento de RT: (a) *Software* de planificación Pinnacle (información almacenada en formato DICOM-RT); (b) *Software* empleado para la validación visual del posicionamiento.

Llegados a este punto, el problema es colocar correctamente al paciente en el acelerador para que el tratamiento de radioterapia se ajuste de forma precisa a los cálculos anteriores. En primer lugar se comprueba la posición de cada *campo* (o haz) de radiación respecto al paciente. De acuerdo con la planificación, se desplaza la camilla sobre la que descansa el paciente de forma longitudinal y/o transversal —utilizando como referencia las marcas fiduciarias tatuadas en su piel— hasta conseguir que la posición de entrada del campo en el paciente sea la planificada, y realizándose entonces una comprobación final de importancia crítica. En la actualidad,

en el servicio de radioterapia del hospital dicha verificación se efectúa mediante la comparación —validación puramente visual— de la correspondiente imagen DRR procedente de la etapa de planificación con una imagen *portal* obtenida en el propio acelerador —proporcionada en este caso por el sistema Iview de Elekta—, véase la figura Fig.1(b). La meta final consiste en colocar “manualmente” al paciente, de forma que se reduzcan al máximo las diferencias entre las anteriores imágenes.

Cabe destacar que se toma al menos una imagen *portal* —y hasta un máximo de tres— de alta energía (energías fotónicas de 6-25 MeV) por ángulo de incidencia del haz de radiación, i.e., por DRR precalculada, y que todo el proceso de posicionamiento debe repetirse en cada una de las sesiones de las que conste el tratamiento planificado. Esta forma de actuar resulta lenta, subjetiva, poco precisa, propensa a errores y, por tanto, potencialmente dañina para el paciente. Sin duda, resulta de gran interés la implementación de un sistema de procesamiento de imagen que realice la comparación automática entre las DRRs y una única imagen *portal* por cada una de ellas, mediante el *registro de imagen* —i.e., la modificación de una de las imágenes para establecer una correspondencia fiel con la otra— entre pares correspondientes que se traduzca, también automáticamente, en la corrección apropiada a efectuar sobre la posición del paciente. En otras palabras, los parámetros que definan el registro determinarán de forma automática la actuación concreta sobre el posicionamiento del paciente para que la cantidad de radiación dosificada sea exactamente la planificada en la primera etapa del proceso.

Es deseable que la solución al anterior problema sea, además de automática, rápida —i.e., eficiente computacionalmente—, puesto que ésta se calcula en tiempo real, con el paciente ya ubicado en el acelerador; ha de resultar también precisa, hasta un margen de error aceptable —inferior al milímetro—; y debe ser general e independiente de las distintas localizaciones anatómicas [2]. En las siguientes secciones se detalla la metodología de registro variacional propuesta, y se discuten los resultados preliminares obtenidos en el escenario real que se ha descrito en la presente sección.

II. METODOLOGÍA PROPUESTA

Se denomina registro de imagen al proceso mediante el cual se obtiene la mejor estimación de la transformación geométrica que relaciona puntos correspondientes entre dos conjuntos de datos (imágenes o volúmenes), que habitualmente representan la misma escena —o escenas similares—, tomada en diferentes instantes, desde distintos puntos de vista, y/o captadas por diferentes sensores. Geométricamente, el registro de imagen supone “alinearse” uno de los conjuntos de datos, conocido como *imagen objetivo* o patrón, con el otro conjunto de datos, denominado *imagen de referencia*. El registro de imagen es un paso crucial en cualquier aplicación cuyo objetivo final sea un análisis, visualización o almacenamiento de la información compartida por varios conjuntos de datos. Es habitual hacer uso del registro de imagen en sistemas de telemetría y teledecepción, en Medicina o en visión artificial, por citar algunos

ejemplos [3] [4].

En este trabajo nos centraremos en la categoría de métodos de registro que, debido fundamentalmente a su alta fiabilidad y a su gran flexibilidad en escenarios de imagen médica, ha dado lugar a una mayor cantidad de publicaciones en la literatura reciente: los métodos de registro de imagen *variacionales* (también conocidos como métodos no paramétricos), véase e.g. [5] [6]. En este contexto, el problema de registro de imagen puede ser formulado como sigue: dados dos conjuntos de datos, uno de referencia (R) y otro objetivo (T), y un parámetro de regularización positivo α , se desea encontrar una deformación o campo de desplazamiento $\mathbf{u}(\mathbf{x})$ tal que el siguiente funcional de energía conjunta

$$\mathcal{J}[\mathbf{u}] := \mathcal{D}[R, T; \mathbf{u}] + \alpha \mathcal{S}[\mathbf{u}] \quad (1)$$

sea mínimo, i.e.,

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}) = \min_{\mathbf{u}} \mathcal{J}[\mathbf{u}], \quad (2)$$

siendo \mathcal{D} el término de energía que mide la disparidad (o distancia) entre los conjuntos de datos, y donde \mathcal{S} es el término de regularización, que penaliza la irregularidad de los vectores de correspondencia estimados; el parámetro de regularización, por su parte, es un escalar que pondera la influencia del término de regularización frente al término de distancia. La elección de la energía de distancia \mathcal{D} depende en gran medida del dispositivo de adquisición de imágenes. Si los histogramas de los conjuntos de datos son similares (i.e., en un escenario de registro monomodal), típicamente se utiliza la suma de diferencias cuadráticas (SSD). Cuando se consideran imágenes provenientes de distintas fuentes o modalidades (i.e., en un escenario de registro multimodal), suelen emplearse medidas estadísticas basadas en la teoría de la información, como por ejemplo la información mutua (MI). Otra medida de similitud de carácter estadístico muy popular es el *ratio* de correlación (CR), que ha demostrado una gran robustez y fiabilidad tanto en escenarios monomodales como multimodales. Existen también distintas posibilidades para el término de regularización \mathcal{S} , dando lugar cada una de ellas a uno de los métodos clásicos de registro variacional en el dominio espacial [7]:

- *Registro elástico*, cuyo regularizador se basa en el potencial elástico linealizado del campo de desplazamiento, dando como resultado transformaciones excesivamente restrictivas en algunos escenarios de imagen médica.
- *Registro fluido*, caracterizado por el suavizado espacial del llamado campo de velocidad, y que puede alcanzar prácticamente cualquier deformación, dando lugar habitualmente a campos de desplazamiento arbitrarios o poco verosímiles.
- *Registro por difusión*, basado en la minimización de la energía de las derivadas de primer orden del desplazamiento, con lo que se obtienen preferentemente transformaciones rectilíneas a tramos (por ejemplo, de tipo traslacional).

- *Registro por curvatura*, basado en una aproximación de la energía de curvatura de las componentes del desplazamiento, y que presenta una mayor flexibilidad que el registro por difusión, sin llegar a la arbitrariedad del registro fluido.

Puesto que, como ya se ha comentado en la sección anterior, la capacidad de actuación sobre el posicionamiento del paciente queda restringida a simples movimientos traslacionales puros —longitudinales y/o transversales— de la camilla donde éste yace, podemos anticipar que el término de regularización de difusión resultará el más apropiado para un tipo de aplicación como el que nos ocupa. Por otra parte, al encontrarnos en un escenario pseudo-multimodal, expresaremos la energía de distancia en términos del *ratio* de correlación, ya que éste proporciona, de forma general, una mayor estabilidad al *software* de registro que la información mutua. Nótese que la modalidad a partir de la cual se obtienen tanto la DRR como la imagen portal es en principio la misma: una fuente de rayos X. La principal diferencia radica en que la DRR es una imagen sintética de baja energía fotónica (del orden de los KeV), mientras que para la obtención de la imagen portal se emplean fotones de alta energía (del orden de los MeV); las características de ambas imágenes serán por tanto muy distintas.

En cuanto a la implementación concreta del algoritmo de registro, se ha optado por la propuesta recientemente por los autores en [8], que se deduce a partir de la traslación de la formulación variacional del problema de registro al dominio de Fourier [9]. La implementación resultante, basada en la FFT, presenta una gran eficiencia, siendo hasta dos veces más rápida que la implementación más eficiente en el dominio espacial que se puede encontrar en la literatura —y que se basa en la DCT— [10]. En el último párrafo de la Sección I se destaca la importancia de la eficiencia de la solución que se proponga para abordar el problema expuesto. La iteración resultante para nuestro algoritmo de registro es la siguiente:

$$u_l^{(\xi)}(\mathbf{x}) = \text{IFFT} \left\{ (1 + \alpha \tilde{\mathcal{A}}^{\text{diff}}(\boldsymbol{\omega}))^{-1} \odot \text{FFT} \{ u_l^{(\xi-1)}(\mathbf{x}) - f_l^{(\xi-1)}(\mathbf{x}) \} \right\}, \quad (3)$$

donde

ξ representa la iteración en curso,

u_l es la l -ésima componente espacial del campo de desplazamiento que pretendemos estimar (con $l = 1, \dots, d$, siendo d el número de dimensiones espaciales),

$\boldsymbol{\omega}$ representa la variable frecuencial d -dimensional asociada al vector espacial \mathbf{x} ,

f_l es la l -ésima componente del campo de fuerzas externas que se deriva de la energía de distancia \mathcal{D} , y

$\tilde{\mathcal{A}}^{\text{diff}}$ es el operador frecuencial que implementa las derivadas espaciales en el dominio de Fourier por medio de simples productos, siendo su expresión para el caso de registro por difusión la que sigue:

$$\tilde{\mathcal{A}}^{\text{diff}}(\boldsymbol{\omega}) = 2 \sum_{m=1}^d (1 - \cos \omega_m). \quad (4)$$

Asimismo, para garantizar que los vectores de correspondencia estimados se ajusten al máximo a un campo de desplazamiento traslacional rígido, penalizando cualquier otra *clase* de transformación, tomaremos un valor del parámetro de regularización α mucho mayor que el óptimo desde el punto de vista del cálculo variacional, i.e., $\alpha \gg \alpha_{opt}$ [11]. Para justificar esta elección, realizamos el siguiente cambio de variable:

$$H(\boldsymbol{\omega}) := (1 + \alpha \tilde{\mathcal{A}}^{\text{diff}}(\boldsymbol{\omega}))^{-1}, \quad (5)$$

y a continuación representamos el módulo de $H(\boldsymbol{\omega})$ para distintos valores del parámetro de regularización —figura Fig.2—. Llegados a este punto, podemos interpretar $H(\boldsymbol{\omega})$ como un filtro paso-bajo que actúa sobre las componentes frecuenciales del campo de desplazamiento (como se explica en [8]), de modo que un mayor valor del parámetro de regularización supondrá menores frecuencias en el campo de desplazamiento estimado, i.e., menos variaciones espaciales, con lo que se obtendrán preferentemente transformaciones uniformes compuestas de tramos rectilíneos —transformaciones de tipo traslacional—.

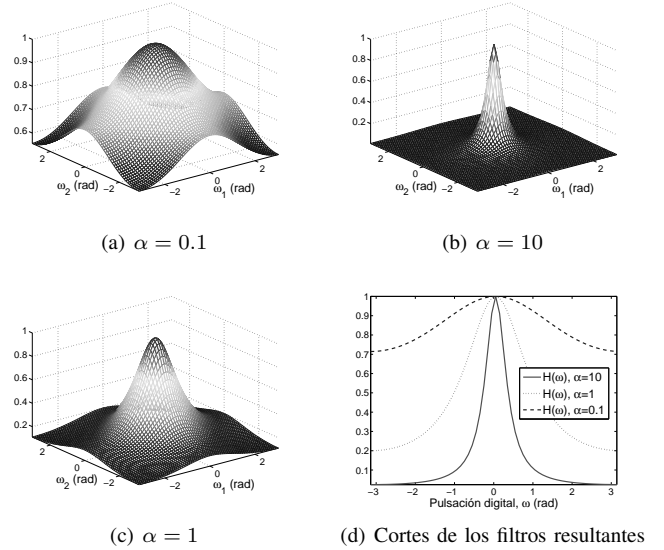


Fig. 2. Módulo de la respuesta en frecuencia del filtro paso-bajo $H(\boldsymbol{\omega})$ para distintos valores del parámetro de regularización.

Por último, cabe añadir que se realiza un número de iteraciones suficiente para que el algoritmo converja —en la práctica, no suelen necesitarse más de 500 iteraciones, debido a que el posicionamiento grueso previo del paciente sobre la camilla hace que se parta de una situación muy próxima a la solución final deseada—.

III. RESULTADOS

A continuación, se muestra a modo de ejemplo un caso real de aplicación del algoritmo de registro variacional propuesto en la sección anterior al escenario descrito en la Sección I.

En la figura Fig.3 puede observarse el experimento llevado a cabo. La resolución de la DRR es de 295×286 pixels, con un

tamaño de pixel de 0.722×0.722 milímetros (mm) —comprendiendo por tanto una superficie total de 21.30×20.75 centímetros (cm)—. Por su parte, la imagen portal presenta una resolución de 504×489 pixels, con un tamaño de pixel de 0.435×0.435 mm —siendo la superficie representada en este caso de 21.92×21.27 cm—. Nótese que tanto el contraste de las imágenes de partida como la claridad con que éstas muestran las distintas estructuras anatómicas son claramente insuficientes para asegurar un registro fiable de las mismas; además, en la imagen portal se puede apreciar la “sombra” que proyecta la *mandíbula* —i.e., la estructura del acelerador lineal que conforma el haz de radiación—, apareciendo de este modo información no compartida en ambos conjuntos de datos, lo que dificulta en mayor medida el proceso de registro (contribuyendo al conocido *mal condicionamiento* del problema).

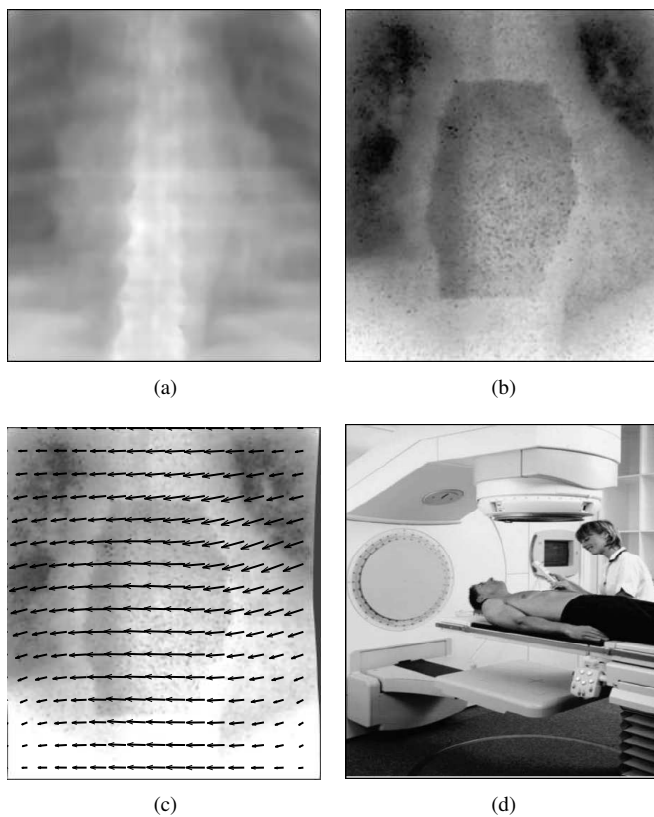


Fig. 3. Ejemplo de aplicación de la metodología propuesta: (a) Imagen de referencia (DRR); (b) Imagen objetivo (portal); (c) Vectores de correspondencia estimados, $u(x)$; (d) Corrección del posicionamiento del paciente.

La anterior figura presenta los resultados obtenidos mediante un registro por difusión con un valor de $\alpha = 500$ y 400 iteraciones. La mejora en cuanto a la similitud calculada entre los conjuntos de datos no es significativa —*ratio* de correlación de 69.21% frente a 65.48% antes del registro— debido a que, atendiendo a las marcas fiducias tatuadas en su piel, el paciente ya ha sido posicionado de forma gruesa sobre la camilla. Pese a ello, el proceso de registro proporciona unas correcciones en dicho posicionamiento —o ajuste fino—

con objeto de maximizar la eficiencia del tratamiento de radioterapia. En el caso que nos ocupa, y centrándonos tan sólo en el área que se va a irradiar —i.e., la zona donde se observa la “sombra” de la mandíbula—, se concluye que la camilla debe moverse 4.821 mm hacia la izquierda (según se mira al paciente), y 0.007 mm hacia arriba; estos valores se calculan realizando un promediado espacial de los vectores de correspondencia estimados en el área de interés, que se efectúa para corregir las variaciones mínimas que se observan con respecto al desplazamiento totalmente traslacional que se espera obtener. La valoración de la importancia clínica de estos desplazamientos corresponde a los radiólogos del hospital, y será realizada en una fase posterior.

IV. CONCLUSIONES

Aunque, como se ha comentado, los resultados aquí proporcionados se pueden considerar aún como preliminares —ya que su validez debe ser evaluada de forma exhaustiva por un facultativo en un número voluminoso de pacientes, lo cual se realizará en la fase de validación del proyecto de investigación en el cual se enmarca este trabajo—, los desplazamientos de la camilla proporcionados por el método automático propuesto presentan una buena coincidencia respecto a los efectuados por los radiólogos durante los correspondientes tratamientos, hasta los niveles discernibles a vista del ojo experto. En este sentido, por tanto, el método alcanza los resultados esperados.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido parcialmente subvencionado por el Ministerio de Educación y Ciencia, a través del proyecto TEC2006-13338/TCM.

REFERENCIAS

- [1] J. Kim, J. A. Fessler, K. L. Lam, J. M. Balter, y R. K. Ten-Haken, “A feasibility study of mutual information based setup error estimation for radiotherapy,” *Med. Phys.*, vol. 28, no. 12, 2001.
- [2] A. Khamene, P. Bloch, W. Wein, M. Svatos, y F. Sauer, “Automatic registration of portal images and volumetric CT for patient positioning in radiation therapy,” *Medical Image Analysis*, vol. 10, pp. 96–112, 2006.
- [3] B. Zitová y J. Flusser, “Image registration methods: a survey,” *Image and Vision Computing*, vol. 21, pp. 997–1000, 2003.
- [4] J. Maintz y M. Viergever, “A survey of medical image registration,” *Medical Image Analysis*, vol. 2, no. 1, pp. 1–36, 1998.
- [5] Z. Zhang, Y. Jiang, y H. Tsui, “Consistent multi-modal non-rigid registration based on a variational approach,” *Pattern Recognition Letters*, vol. 27, pp. 715–725, 2006.
- [6] V. Noblet, C. Heinrich, F. Heitz, y J.-P. Armspach, “Retrospective evaluation of a topology preserving non-rigid registration method,” *Medical Image Analysis*, vol. 10, pp. 366–384, 2006.
- [7] J. Modersitzki, *Numerical Methods for Image Registration*. Oxford University Press, NY, 2004.
- [8] R. Verdú-Monedero, J. Larrey-Ruiz, y J. Morales-Sánchez, “Frequency implementation of the Euler-Lagrange equations for variational image registration,” *IEEE Signal Processing Letters*, vol. 15, pp. 321–324, 2008.
- [9] J. Larrey-Ruiz, R. Verdú-Monedero, y J. Morales-Sánchez, “A Fourier domain framework for variational image registration,” *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, vol. 32, pp. 57–72, 2008.
- [10] B. Fischer y J. Modersitzki, “FLIRT: a flexible image registration toolbox,” *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 2717, pp. 261–270, 2003.
- [11] J. Larrey-Ruiz y J. Morales-Sánchez, “Optimal parameters selection for non-parametric image registration methods,” *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 4179, pp. 564–575, 2006.