

Velocity™ y registro deformable de imágenes

Velocity™ and deformable image registration

Tim Fox, George Andl, Soham Bose

Varian Medical Systems, Palo Alto, California.

El registro deformable ha pasado a formar parte fundamental en la toma de decisiones en radioterapia gracias a la propagación de contornos, acumulación de dosis y radioterapia adaptativa. Sin embargo, las imágenes de diagnóstico actual suelen incluir ruido, y artefactos que comprometen la calidad. Los cambios anatómicos y de colocación del paciente también crean desalineaciones de las imágenes temporales, así como el gas abdominal, bolus, aplicadores, etc ausentes en la imagen a registrar; todo esto afecta a la calidad. El programa Velocity™ incorpora algoritmos de registro deformado, para llevar a cabo un registro deformable de imágenes de alta calidad.

Palabras clave: Radioterapia, Velocity™, registro de imágenes.

Deformable registration is now a fundamental point for taking decisions in radiation therapy thanks to contour propagation, dose accumulation and adaptive therapy. Nevertheless, diagnostic images used to include noise and artifacts that compromises image quality. Anatomical changes and patient setup also bring misalignments in images, as well as abdominal gas, bolus, applicators, etc. missing in the registered image; all of this affects registration quality. Velocity™ software includes deformable registration algorithms to carry out a deformable registration with a high-quality level.

Key words: Radiotherapy, Velocity™, image registration.

Fusión de imágenes

El objetivo del registro de imágenes de Velocity™ consiste en alinear la anatomía del paciente mediante la simulación del desplazamiento de la práctica real y el cambio de volumen. Esto se logra mediante la deformación de vóxeles de un conjunto de imágenes, para que coincida con la anatomía de otra imagen fija, de manera que se crea una matriz de deformación teórica. No obstante, una serie de factores, tales como los grados de libertad del algoritmo, la calidad de la entrada de las imágenes y el método de regularización, influyen en la estabilidad clínica del registro deformable de imágenes (DIR). Los algoritmos del DIR siguen los mismos principios básicos:¹

- 1. Transformación:** mapeado de conjuntos de datos de imágenes a través de traslación, rotación, expansión y contracción de vóxeles.
- 2. Interpolación:** remuestreo de valores de vóxeles debido a cambios de transformación.
- 3. Métrica:** medición cuantitativa de la calidad de la fusión. Los parámetros habituales incluyen similitud e información mutua.

- 4. Optimizador:** algoritmo para modificar la transformación espacial con el fin de lograr una medición de funciones de coste más favorable.

Para generar un buen campo vectorial de deformación (DVF por sus siglas en inglés) se usa una función de regularización, para simular la anatomía tisular y movimiento fisiológico.¹ La regularización restringida previene que un vóxel se mueva de manera independiente del vóxel contiguo y refuerza el movimiento congruente de vóxeles adyacentes. Por el contrario, la regularización no restringida permite que los vóxeles se muevan de manera autónoma, lo que permite que se entrecrucen entre sí provocando roturas y dobleces en la cuadrícula de deformación, un hecho improbable desde el punto de vista fisiológico. Existe también una serie de factores adicionales que afectan a la calidad de una fusión de imágenes, como la experiencia y la metodología del usuario.²

Deformación modo *Demons* líquido

El algoritmo DIR de primera generación de Velocity™ era un *Demons* líquido deformable. El algo-

* Correspondencia
Avda. de Europa 16. 2º planta 28108. Alcobendas. Madrid.

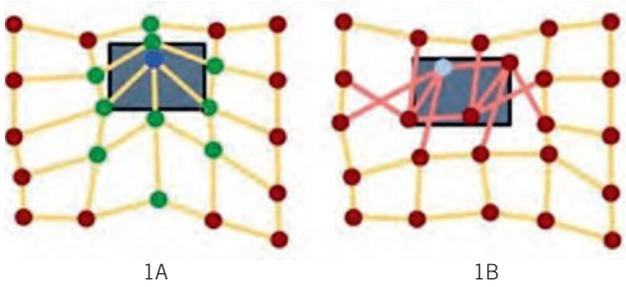


Fig. 1. Regularización restringida frente a no restringida: la figura 1A muestra la regularización restringida con movimiento congruente de vóxeles contiguos. La figura 1B muestra la regularización no restringida con un vóxel que se cruza y crea pliegues en la rejilla.

ritmo *Demons*, publicado originalmente por J.P. Thirion, es una deformación que permite el movimiento no restringido e independiente de vóxeles (fig. 1), utilizando la similitud de imágenes como parámetro para la optimización de la fusión.³ En su publicación, Thirion describe la deformación líquida como las «fronteras en una imagen como una membrana semipermeable» que permite que los vóxeles «se difundan a través de estas interfases» (fig. 2). Sin embargo, esta libertad de transformación de vóxeles puede dar lugar a una caracterización espacial irregular y a un movimiento antinatural.

Neil Kirby señala que, «si un algoritmo de DIR se centra por completo en la similitud de las imágenes, produce campos de deformación con aspectos poco

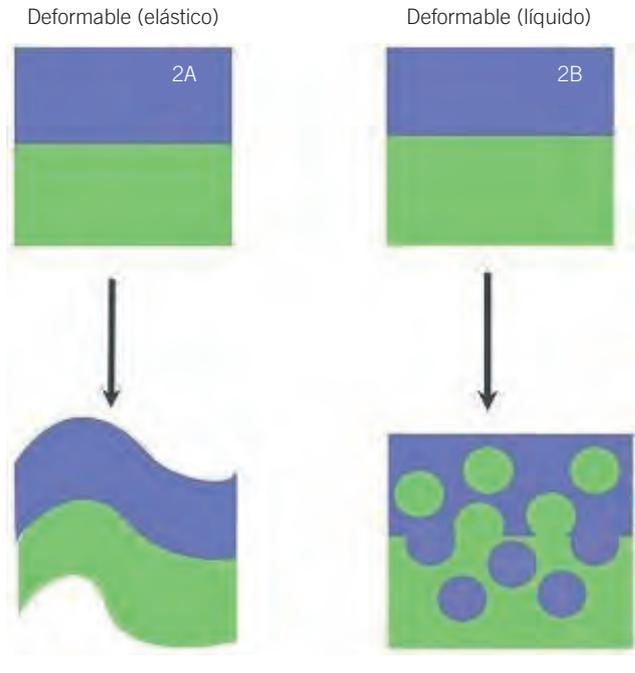


Fig. 2. Registro deformable elástico frente a líquido: la figura 2A muestra la transformación deformable usando un modelo elástico en el que la estructura mantiene su integridad. La figura 2B muestra una transformación líquida con difusión libre e independiente de la estructura.

realistas desde el punto de vista físico, como pliegues y roturas».⁴ Es posible realizar correcciones para regu-

Tabla 1. Evolución del algoritmo Velocity™.

Año	Algoritmo	Ventajas
2007	Multimodalidad rígido	Transformación rígida de imágenes TC a TC y TC a RM.
2008	Monomodalidad Demons	Algoritmo líquido para deformación de imágenes TC a TC.
2008	Multimodalidad B-spline	Información mutua introducida para permitir la fusión de imágenes TC, RM, CBCT y US.
2009	Multirresolución B-spline	Ofrece control de la elasticidad de deformación a través de la personalización de los puntos de control. Un proceso iterativo permite el control de la elasticidad de deformación desde prácticamente rígida hasta casi líquida.
2011	Filtro de imágenes de RM	Mejora las regiones de RM de bajo contraste para aumentar la calidad de la transformación.
2011	DIR inverso	La matriz de registro y la inversa matemática de la matriz permiten el registro deformable bidireccional para la propagación del contorno en la dirección de avance o inverso.
2013	Guiado por estructura B-spline	Algoritmo dirigido por contorno para casos extremos de diferencias anatómicas, incongruencias tisulares o desplazamiento orgánico drástico. Al combinar el algoritmo elástico de Velocity™ con los contornos estructurales definidos por el usuario, este enfoque híbrido permite la deformación de conjuntos de imágenes difíciles de resolver con una fusión estándar.
2015	Reshape	Combina la anatomía de CBCT con el valor de la unidad Hounsfield de TCSim.
2015	Filtro de imágenes CBCT	Corrección de atenuación y corrección de artefactos de anillo para deformar CBCT a TCSim.

larizar este comportamiento, tales como la contribución manual del usuario para optimizar una deformación y que imite un registro rígido localizado.^{1,5}

Los algoritmos líquidos podrán ser útiles en los casos en los que la similitud de las imágenes sea muy elevada, como en TC 4D o conjuntos de datos sintéticos, debido a un protocolo de adquisición similar y a las características del ruido. Esto se pone de manifiesto en el estudio de Raj Varadhan que usaba un algoritmo deformable líquido en el que «un único marcador de referencia mejoraba de forma notable el rendimiento del DIR.»⁵ Sin embargo, debido a que la deformación líquida no se optimiza a escala global, la naturaleza de trazado gráfico de la intensidad del algoritmo es muy sensible al ruido y a interferencias localizadas, incluso para la fusión de monomodalidad (fig. 3).⁶ En su estudio de validación de varios algoritmos de deformación, Kamal Singhrao concluye que «las interferencias presentes en las imágenes de haz cónico son problemáticas para un algoritmo con un enfoque especialmente centrado en la similitud de las imágenes.» Asimismo, continúa afirmando que «no es ninguna sorpresa que [el algoritmo líquido] funcione mal para registro de kV a MV. Sin embargo, también tiene mal rendimiento tanto para kV a MV calibrados, como para registro directo de MV a MV», lo que indica que un enfoque líquido, como

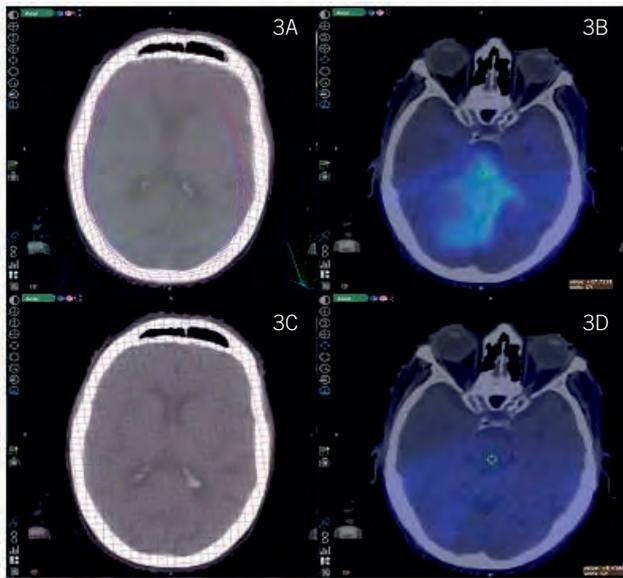


Fig. 3. Ilustración del impacto del campo vectorial deformable: la figura 3A es la rejilla de desplazamiento de un registro deformable líquido en el cerebro con cambios volumétricos de vóxeles inesperados y erráticos. La figura 3C es la cuadrícula de desplazamiento de una deformación elástica que mantiene la integridad de los vóxeles. La consecuencia del DVF es una sobreestimación de dosis administrada al tronco encefálico con la deformación líquida (figura 3B) y una estimación más lógica con la elástica (figura 3D).

Demons, también tiene limitaciones para fusiones TC a TC.⁷ Por tanto, la naturaleza del algoritmo *Demons* y su énfasis en la similitud de vóxeles, limita su capacidad, tanto para la fusión de monomodalidad como para la fusión de multimodalidad y restringe el uso a conjuntos de imágenes con un alto grado de similitud de imágenes.⁷

Deformación elástica de Velocity™

El programa informático Velocity™ evolucionó y, en la actualidad, usa un algoritmo B-spline elástico e información mutua como el parámetro de función de coste.⁸ Este modelo es, en muchos aspectos, semirrígido; los vóxeles se mueven necesariamente al unísono con sus contiguos. En este sistema, el usuario clínico puede mover la ubicación y alterar el número de puntos de control de forma iterativa para pasar de coincidir una posición y forma anatómica brutas a destacar un detalle de resolución mayor. El parámetro de información mutua de Velocity™ calcula las funciones de densidad de probabilidad marginal y conjunta de los volúmenes a lo largo de un subconjunto de vóxeles, lo cual permite, a continuación, que el optimizador identifique la convergencia adecuada. Este parámetro de información mutua compensa de manera inherente el ruido, las interferencias y otras características que degradan la calidad de las imágenes médicas.¹ También permite que Velocity™ registre volúmenes de imagen multimodalidad.

El algoritmo DIR de Velocity™ es producto de la relación no lineal entre los grados de libertad, la calidad de una imagen adquirida y el resultado de registro final. A pesar de que una solución líquida puede ser adecuada cuando la calidad de imagen es similar, los artefactos y las bandas entorpecen la calidad de las imágenes clínicas. El algoritmo elástico de Velocity™ limita de forma eficaz los posibles grados de libertad y, combinado con el parámetro de información mutua, produce un registro de imágenes razonable dados los volúmenes de entrada dispares. El registro es muy resistente al ruido. Como Ke Nie apunta, «[el análisis] indicó que [los algoritmos de Velocity™] no se veían influidos en gran medida por el ruido... Sin embargo, [el algoritmo líquido] se veía influido por el ruido en gran medida... sobre todo en el límite corporal... Incluso al incorporar niveles de ruido moderados, [el algoritmo líquido] podría producir un aumento de los errores por regiones que se sometían a deformaciones pequeñas.»⁶ Además, Nie considera que para «un campo extenso según se emplea en casos de radiación craneoespinal (fig. 4), los algoritmos B-spline funcionaban mejor.»⁶

Velocity™ también puede variar los grados de libertad, lo que permite que los usuarios pasen de un movimiento rígido a uno muy elástico mediante la

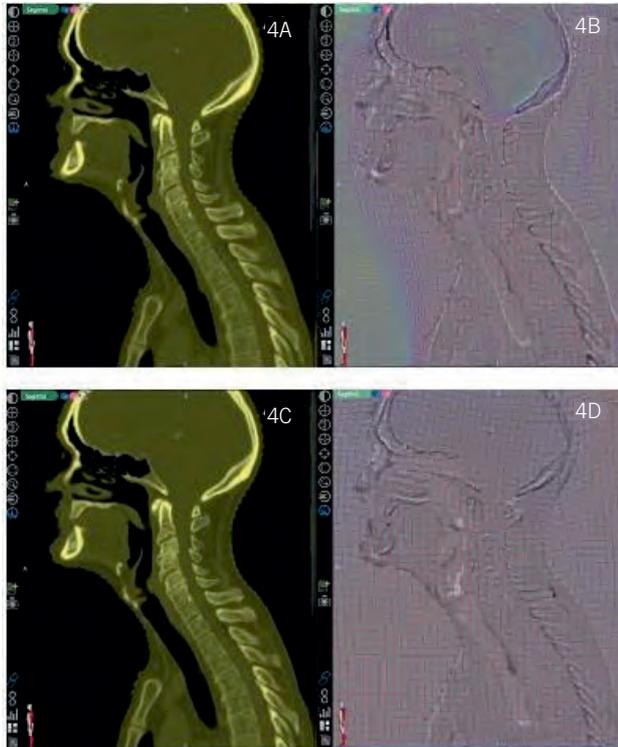


Fig. 4. Fusión deformable líquida frente a elástica: las columnas de la izquierda (4A y 4C) muestran una fusión deformable aceptable dado el análisis visual. Sin embargo, la inspección de distorsión de vóxeles revela una deformación líquida (4B) con irregularidades y pliegues: obsérvese el movimiento inusual en la actividad craneal. El deformable elástico (4D) tiene un mapa muy claro e imita los cambios de vóxeles esperados.

selección de una deformación de pase único, pase múltiple o pase múltiple ampliado. VelocityTM también incorpora un registro deformable guiado por estructura, un algoritmo híbrido que combina el B-spline elástico con fronteras de contorno delineadas para deformación extrema como los casos que implican llenado de la vejiga. Los usuarios también pueden sobrescribir los valores de densidad de los vóxeles de estructuras contorneadas durante DIR para enmascarar incongruencias entre datos de imágenes. VelocityTM utiliza regularización restringida de manera inherente, lo que, en potencia, ahorra el tiempo que los usuarios necesitarían para refinar los parámetros algorítmicos de DIR. La herramienta de región de interés (ROI por sus siglas en inglés) de VelocityTM permite la deformación de un volumen de interés específico; la ROI también puede ajustarse después de cada ciclo de deformación para refinar y mejorar más el DVF para casos de deformación complejos (fig. 5).

Es necesario ser prudentes al intentar hacer coincidir los detalles pequeños de las dos imágenes e intro-

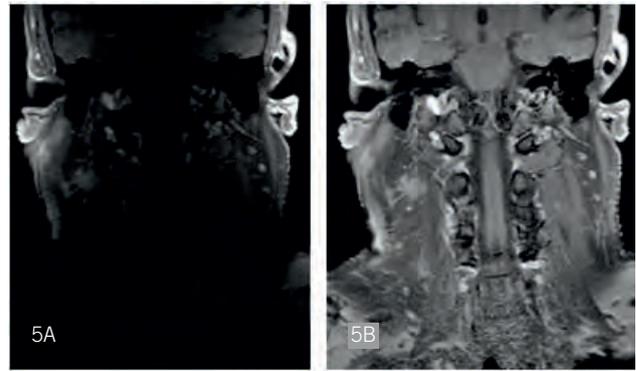


Fig. 5. RM preprocesada frente a posprocesada: la figura 5A muestra una RM adquirida con decoloración extrema a lo largo de los bordes. En la figura 5B se aplica un filtro de corrección para mejorar el área de bajo contraste de la RM. Esto permite mejores resultados de fusión con TC en última instancia.

ducir potencialmente la distorsión anatómica cuando la similitud de las imágenes y la calidad de la captura sean deficientes. Una consecuencia de esto es que es posible que VelocityTM no devuelva un alto coeficiente de similitud, ya que la intensidad de las imágenes no es su enfoque. Singhroo resume lo siguiente: «VelocityTM produce campos de deformación claros y admisibles desde el punto de vista físico; sin embargo, no podrá deformarse por completo una imagen de la otra... [Demons líquido] produce una similitud de imágenes espléndida; sin embargo, puede producir campos de deformación no física.»⁷ En cambio, los resultados de fusión de VelocityTM intentan limitar el número de errores importantes de desplazamientos de vóxeles. Kirby describe esto indicando que, «los FD [fast Demons] y los FDE [fast Demons con regularización elástica] producen resultados más o menos equivalentes con altos coeficientes de similitud y bajo porcentaje o errores por encima de 7 mm; sin embargo, son mediocres en el porcentaje de errores por encima de 3 mm. Aquí es donde destaca VelocityTM, que produce el porcentaje de errores más bajo por encima de 3 mm y también el promedio de error más bajo.»⁶ Esto lo valida también Nie cuando afirma que, «si se evalúa con 3 mm como umbral de error... el VEL-MD [Velocity-multipass (pase múltiple) deformable] indicó un rendimiento sustancialmente mejor y casi ningún vóxel más allá del error de 5 mm.»⁴ Jason Pukala también ha descrito resultados similares que indican numerosos vóxeles con error de desplazamiento menor y unos cuantos vóxeles con una gran discrepancia de desplazamiento al usarse un enfoque de deformación elástica.⁹ El enfoque elástico de VelocityTM pretende limitar el número de errores de magnitud importante y crear una fusión razonable con un campo de deformación claro.

Características del algoritmo elástico deformable de Velocity™

- **Registro encadenado:** a través de la información del marco de referencia DICOM y los registros volumétricos, Velocity™ puede mostrar estructuras deformadas, SPECT, PET e información de dosis en los TC de planificación.
- **Alto grado de regularización:** el DIR de Velocity™ pretende imitar el movimiento de tejido blando natural y mantener la integridad anatómica. Esto incluye la regularización restringida que previene el comportamiento antinatural, como el salto de vóxeles unos encima de otros.
- **Campo vectorial de deformación:** la matriz de registro puede exportarse como archivo de campo de deformación binaria (BDF por sus siglas en inglés) para investigación y validación clínica.
- **Enmascaramiento de cuerpos extraños y bolus:** en el caso de que las imágenes no contengan los mismos objetos, el navegador automatizado de Velocity™ permite que los usuarios omitan los cuerpos extraños contorneados durante el proceso de registro de imágenes. Algunos ejemplos son: bolus, gas abdominal, aplicadores internos u objetos de metal. Al omitir los valores Hounsfield de vóxeles para estos objetos, el algoritmo de deformación ignorará los bordes estructurales de estas interferencias durante la fusión.

Control de calidad (QA)

Existe una serie de métodos utilizados para evaluar los algoritmos deformables, de los cuales, los tres más

frecuentes son la comparación de los contornos, el seguimiento del punto de referencia y la deformación simulada a través de un fantoma.⁶ AAPM formó un grupo de trabajo Task Group 132 (TG132) para revisar técnicas para el registro y la validación de imágenes de algoritmos de fusión. Como los algoritmos no pueden replicar a la perfección la física detrás de la fisiología humana dado el ruido de las imágenes y sus variaciones anatómicas complejas, ponen de relieve la importancia del control de calidad para DIR. TG132 subraya la importancia de múltiples pruebas, tanto cualitativas como cuantitativas, para evaluar de forma precisa el resultado del registro de imágenes.¹ Del mismo modo, Singhrao afirma que «la exactitud DIR espacial proviene de una combinación de similitud estrecha de imágenes y deformaciones plausibles desde el punto de vista físico. Ambos aspectos deben evaluarse para el QA de los pacientes», subrayando la importancia de entender el movimiento de vóxeles de forma adecuada desde el punto de vista fisiológico.⁷

Velocity™ incorpora un sólido conjunto de herramientas para evaluar la calidad de una fusión deformable:

1. **Análisis de imágenes:** al igual que la validación de una fusión rígida, una fusión deformable debe evaluarse a nivel de imagen, tanto en estado fusionado como no fusionado.¹ En concreto, la revisión de imágenes deberá revelar de inmediato cualquier característica o desajuste inusual como agujeros, huecos, remolinos, pliegues y contracción o dilatación extremas. Una revisión visual rápida de las imágenes puede lograrse con Velocity™ a través de «Spyglass» o fusionando los volúmenes desde primarios a secundarios. Asimismo, la característica «Animate» de Velocity™ permite que los usuarios visualicen la deformación desde su posición de inicio rígida hasta el estado deformado final.

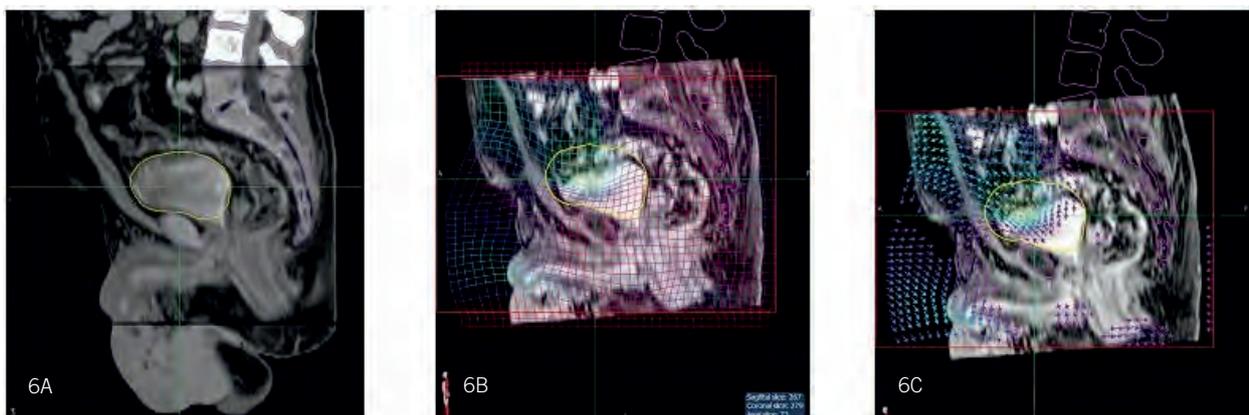


Fig. 6. Fusión de TC-RM con cambios en el tamaño de la vejiga: la figura 6A muestra el registro deformado superpuesto uno sobre otro para inspección visual. Con las herramientas de QA de Velocity™, la cuadrícula de deformación (6B) y las flechas vectoriales (6C) muestran el cambio y el movimiento del volumen de vóxeles subyacentes.



Fig. 7. Se trató una masa en el pulmón izquierdo (8A), seguida de un estímulo hacia el pulmón derecho (8B). El registro encadenado de Velocity™ puede deformar la dosis previa y sumarla a nuevos tratamientos (8C teniendo en cuenta las diferencias en la colocación del paciente). Los datos de dosis pueden ser del mismo fabricante o de distintos fabricantes de TPS.

2. Campo vectorial deformado y mapa de distorsión cualitativa:

a pesar de que es posible que dos imágenes parezcan idénticas, el campo vectorial de deformación subyacente puede no representar movimiento anatómico con precisión.⁷ El análisis del DVF deberá representar la regularización restringida y la falta de anomalías de movimiento de vóxeles, como saltos, pliegues o cambios irracionales de volumen. Las estructuras rígidas, como la anatomía ósea y el tejido intercraneal, deben producir campos de deformación especialmente claros.¹ Velocity™ puede mostrar con rapidez vectores de dirección y vectores de desplazamiento en una cuadrícula o fuera de una cuadrícula para entender cómo se transforman los vóxeles. Entender este movimiento es vital para la exactitud en la acumulación de dosis y la toma de decisiones en la planificación terapéutica. Además, el determinante jacobiano puede calcularse para visualizar las áreas de cambio de volumen. La exportación del DVF permite una operativa adicional (fig. 6).

3. Análisis cuantitativo y detección de errores de registro:

Velocity™ incorpora una serie de herramientas cuantitativas para la representación numérica de estructuras puntuales y estructurales. El «punto de navegación» puede determinar el desplazamiento total de un vóxel en un conjunto de datos deformados. Del mismo modo, los usuarios pueden también añadir puntos de referencia mediante la herramienta de «revisión por puntos» de Velocity™ para generar un informe donde se defina el error de registro detectado (TRE por sus siglas en inglés) de los puntos definidos por el usuario. Además, los contornos estructurales delineados pueden compararse a través del cálculo del coeficiente de similitud o distancia Hausdorff.

TG132 recomienda entender las técnicas de registro de imágenes y los métodos de visualización de fusiones, llevando a cabo la puesta en marcha completa de registros de imágenes y desarrollando un sistema de solicitudes e información para mantener una comunicación y documentación clara y transparente de los miembros del personal.¹ Las herramientas de fusión de Velocity™, el determinante jacobiano y la «revisión vectorial» (característica para identificar el movimiento vectorial y la visualización de la cuadrícula) ayudan a conseguir una garantía cualitativa para una fusión.

Puede elaborarse un informe en el que se detalle el TRE entre los marcos de referencia identificados, así como el DSC y la distancia media promedio (MDA) de contornos. Los documentos asociados a los pacientes pueden compartirse con los miembros del equipo a través de herramientas de colaboración denominadas «sesiones».

Aplicaciones de registro de imágenes deformable

Los médicos usan cada vez más el registro deformable de imágenes para delinear los límites tumorales y guiarse en la toma de decisiones radioterápicas. Los escenarios clínicos habituales que aplican DIR son:

1. **Fusión de PET diagnóstico a TC de planificación:** a menudo, la planificación de TC y el diagnóstico PET/TC se obtienen con dos colocaciones diferentes del paciente que no pueden corregirse con un registro rígido simple. Crear un registro deformable permite la transferencia de la información de PET funcional en la planificación de TC para obtener una visibilidad clara de la región de absorción de

PET. Esto permite una planificación más precisa y una radiación al tumor sin afectar al tejido sano.

2. **Distribución/acumulación de dosis:** una nueva planificación y un nuevo tratamiento de los pacientes requiere el conocimiento de la deposición de la dosis en el pasado. Mediante DIR y herramientas matemáticas, los médicos pueden conocer la administración de la dosis en el pasado y crear mapas de dosis compuestos para ayudar en futuros cursos de tratamiento (fig. 7).
3. **Evaluación de la respuesta tumoral:** la absorción PET antes y después del tratamiento es una técnica habitual para medir y determinar la respuesta al tratamiento. Sin embargo, los cambios de peso corporal, anatómicos y posturales requieren una fusión deformable para combinar los datos de forma precisa a fin de evaluar la diferencia de la actividad de la glucosa.
4. **Terapia adaptativa:** los cambios en la anatomía y posicionamiento del paciente pueden dar lugar a una dosificación insuficiente del volumen óptimo o a sobredosificación de los órganos de riesgo. Mediante el algoritmo deformable de CBCT patentado de Velocity™, un CBCT puede deformarse sin esfuerzo al CTSim. A continuación, se genera un nuevo TC adaptativo (TCa), el cual combina la anatomía del CBCT con valores de vóxeles calibrados a partir del TCSim. El plan de tratamiento puede recalcularse en el TCa para calcular la discrepancia entre la dosis planificada y la dosis administrada.

Conclusiones

Dada la abundancia de datos de imágenes, el uso de registro de imágenes deformable está en continua expansión en las prácticas radioterápicas. En la actualidad, hay dos variaciones comerciales de algoritmos de

deformación, *Demons* líquida y elástica. El enfoque de *Demons* intenta hacer coincidir los conjuntos de datos mediante la intensidad de las imágenes; sin embargo, su fiabilidad es limitada con la introducción de ruido.⁶ El algoritmo B-spline multiresolución de Velocity™ pretende registrar la anatomía tisular subyacente a la vez que minimiza las grandes magnitudes de errores vectoriales. Por último, la garantía de calidad deberá llevarse a cabo siempre para evaluar el DVF y confirmar que los cambios de vóxeles subyacentes representan movimiento fisiológico.¹

Bibliografía

1. Brock Kristy K. Use of Image Registration and Fusion Algorithms and Techniques in Radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. *Med Phys* 2017;44:e43-e76.
2. Kadoya N. Multi-institutional Validation Study of Commercially Available Deformable Image Registration Software for Thoracic Images. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2016;96(2):422-31.
3. Thirion JP. Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's Demons. *Med Image Anal* 1998;2(3):243-60.
4. Kirby N. The need for application-based adaptation of deformable image registration. *Med Phys* 2013;40(1):100-12.
5. Varadhan R, Magome T y Hui S. Characterization of deformation and physical force in uniform low contrast anatomy and its impact on accuracy of deformable image registration. *Med Phys* 2016;43(1):52-61.
6. Nie K Site-specific deformable imaging registration algorithm selection using patient-based simulated deformations. *Med Phys* 2013;40(4):70-80.
7. Singhrao K, Kirby N, y Pouliot J. A three-dimensional head-and-neck phantom for validation of multimodality deformable image registration for adaptive radiotherapy. *Med Phys* 2014;41(12):54-61.
8. Pluim Josien PW, JB Antoine Maintz, y Max A. Viergever. Mutual-information-based registration of medical images: a survey. *IEEE Trans Med Imaging* 2003;22(8):986-1004.
9. Pukala J. Benchmarking of five commercial deformable image registration algorithms for head and neck patients. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17(3):25-40.

Colección FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA

¡YA ESTÁ COMPLETA!

Objetivos de la colección:

01

Cubrir gran parte del programa teórico de formación de la especialidad, lide RFH.

02

Uniformizar los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.

03

Armonizar el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.



En su conjunto, los diez libros van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

www.auladoc.com

Información y pedidos en:



+34 5428282



info@auladoc.com



Madrid