

5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

Si bien son muchas las opciones disponibles, aún no existen soluciones definitivas ni algoritmos generalistas aplicables a imágenes médicas de diferente naturaleza, por lo que la segmentación de imágenes constituye un campo de continua investigación.

A pesar de la reducción de artefactos, las inhomogeneidades siguen siendo un problema, sobre todo en imágenes adquiridas por dispositivos espirales o de coronas. Es por ello, que lo más adecuado ante un problema de segmentación sea analizar el tipo de elemento a segmentar, el tipo de imagen médica que se dispone o se desea emplear, considerar las ventajas e inconvenientes de cada una de las imágenes médicas y en función de todo esto optar por un método u otro.

Métodos basados en umbralizaciones o crecimiento de regiones han demostrado ser fáciles de aplicar, robustos y bastante eficaces en la segmentación de estructuras óseas y determinados órganos en TAC. Sin embargo, no existen muchas soluciones de segmentación automáticas eficaces, y en muchas ocasiones, la segmentación se logra tras varias iteraciones prueba-error modificando los parámetros que conforman la condición de inclusión.

El algoritmo desarrollado en este trabajo pretende ser una ampliación a los diferentes métodos de segmentación ya integrados en el software VIRSSPA, propiedad de la Consejería Andaluz de Salud para la reconstrucción de modelos 3D a partir de imágenes TAC, con el objeto de aportar una solución automática, y como fase previa a la reconstrucción tridimensional del modelo.

Los resultados obtenidos en este trabajo demuestran que, mediante la creación de un banco de datos que contenga los intervalos de expansión de los diferentes tejidos, la selección manual de un área y semilla contenidas en la región de interés a segmentar y la adaptación del algoritmo de crecimiento de regiones multitolerancia a nuestras necesidades particulares, logramos resultados bastante aceptables en la segmentación automática 3D.

Uno de los problemas encontrados en este trabajo es el hecho de que el parámetro alfa óptimo que maximiza el contraste, y por tanto

genera la región óptima, no es el mismo para cada slice. Esto se debe a la ampliación de diferentes intensidades de radiación sobre el paciente a lo largo del tiempo que dura el estudio radiográfico con TAC. Este hecho, junto con la lógica carga computacional de acceso y carga de un número elevado de ficheros DICOM y la manipulación de datos, hace que las simulaciones en MATLAB sean lentas, y exista un compromiso entre resolución de la región segmentada y tiempo empleado en la segmentación. En aplicaciones software industriales, con lenguajes de programación de alto nivel y arquitecturas de datos potentes, este problema prácticamente desaparece.

Se plantea como línea futura y ampliación al trabajo realizado, el estudio de otros procedimientos que, basados en diferentes parámetros de la imagen, como por ejemplo la textura, aporten información adicional útil para la determinación de condiciones de inclusión o crecimiento de la región óptima.

Quiero expresar mi agradecimiento a los profesores del Departamento de Teoría de la Señal de la Escuela de Ingenieros de la Universidad de Sevilla, por su trabajo realizado en segmentación de imágenes médicas, y a los facultativos del Hospital Virgen del Rocío de Sevilla que trabajan en el proyecto VirSSPA, por su esfuerzo e implicación a la hora de apoyar investigaciones en el campo del tratamiento de imagen médica.