

REGISTRO DE IMÁGENES 3D CON MODELOS DE FORMA

A.1. Introducción

La primera aproximación permite obtener valores reales de las estructuras óseas analizadas. Pero esta concreción limita enormemente la flexibilidad de la aplicación, de manera que sólo sería posible aplicar estos principios a un número muy limitado de estructuras óseas, obviando otras estructuras óseas más complejas y obviando otros sujetos anatómicos que también deberían ser incluidos en un sistema de recuperación de información.

Así pues, y tras analizar con detenimiento las distintas respuestas que la literatura ofrece a este problema, hemos considerado que la metodología que debemos aplicar ha de estar basada en la obtención de medidas de correlación del registro de las imágenes originales con diversos modelos tridimensionales de forma, de modo que con cada registro se obtenga una medida de correlación relacionado biunívocamente con una característica de forma.

En primer lugar desarrollaremos brevemente los conceptos fundamentales de registro de imágenes tridimensionales y posteriormente propondremos una metodología basada en registro de imágenes con modelos de forma.

A.2. Fundamentos de Registro de Imágenes 3D

El **registro** de imágenes tiene como objetivo principal la representación de imágenes pertenecientes al mismo sistema objeto de estudio en un sistema de coordenadas común. En un sentido amplio, los métodos de registro de imágenes pueden ser divididos en dos categorías: basados en escena y basados en objeto. En los métodos basados en escena, la transformación necesaria para convertir una escena dada de manera que coincida espacialmente con otra escena dada se estima haciendo coincidir los patrones de intensidad de ambas escenas. En los métodos basados en objeto, para realizar la misma estimación se utilizan parámetros derivados de la estructura de información de ambas escenas. Para el desarrollo de estas notas hemos utilizado como referencia fundamental el libro *3D Imaging in Medicine* [9].

El registro de imágenes se hace imprescindible en las siguientes situaciones:

1. Adquisición de imágenes de distinta modalidad para una misma región corporal. Por ejemplo, CT, MRI, fMRI y PET para la cabeza de un paciente. La necesidad de registro viene dada por el hecho de que tanto fMRI como PET aportan únicamente información metabólica y funcional, pero no anatómica, que es aportada por MRI y CT. El registro de imágenes permite asociar la información funcional con regiones anatómicas específicas. De forma similar, también es necesario hacer uso del registro de imágenes cuando se utilizan diferentes protocolos de adquisición de imágenes sin alterar la modalidad. Por ejemplo, imágenes de una misma modalidad y correspondientes a la misma región anatómica con y sin contraste.
2. Adquisición de escenas correspondientes a la misma región anatómica y de la misma modalidad de imagen, pero correspondientes a instantes de tiempo distintos. La distancia temporal entre dichas escenas debe ser cercana si queremos estudiar el movimiento o el desplazamiento de un objeto en una región anatómica determinada y, por el contrario, debe ser lejana si queremos cuantificar el crecimiento o el cambio longitudinal de un objeto en una región anatómica determinada.
3. En aquellos procedimientos quirúrgicos en que la disposición del material que el facultativo va a utilizar sea crítica. En tal caso, será necesario registrar el material, la región anatómica y la escena.

4. Adquisición de escenas de una región anatómica dada de la que quiere realizarse un atlas computerizado. Este procedimiento puede ser de gran utilidad en los estudios estadísticos de variaciones de determinadas medidas de los objetos en poblaciones sujetas a estudio.

En cambio, no se debe efectuar un registro de imágenes cuando se cumplen las dos condiciones siguientes:

1. Los objetos de estudio coinciden en ambas escenas y no difieren en su forma.
2. La relación entre ambos y el sistema de coordenadas es idéntica.

Pero las condiciones anteriormente expuestas son muy estrictas, y por tanto difícilmente se cumplen simultáneamente. Por tanto es necesario aplicar el registro de imágenes en los casos expuestos anteriormente.

La efectividad de los métodos de registro depende, principalmente, de la identificación adecuada de la información correspondiente al mismo objeto en dos escenas distintas dadas. La información correspondiente a los objetos que podemos encontrar en las imágenes es inherentemente dispersa, por lo que las técnicas que den mejores resultados serán aquéllas que sean capaces de evitar esta dispersión de la información, aunando a su vez diversas técnicas de distintas modalidades.

A.2.1. Métodos de registro basados en escena

En estos métodos, la entrada está formada por un par de escenas $\mathcal{V}_{i1} = (V_{i1}, g_{i1})$ y $\mathcal{V}_{i2} = (V_{i2}, g_{i2})$ de la misma región anatómica, y la salida es un par de escenas $\mathcal{V}_{o1} = (V_{o1}, g_{o1})$ y $\mathcal{V}_{o2} = (V_{o2}, g_{o2})$. Asumiendo la definición de registro de imágenes, habrá de ocurrir que

$$\mathcal{V}_{o1} = \mathcal{V}_{i1} \quad (\text{A.1})$$

y además

$$\mathcal{V}_{o2} = T\{\mathcal{V}_{i2}\} = (V_{i1}, g_{o2}) \quad (\text{A.2})$$

donde T consiste en una transformación geométrica T_G que registra \mathcal{V}_{i2} con \mathcal{V}_{i1} y en un operador interpolador T_I para estimar los niveles de intensidad en las localizaciones nuevas de los píxeles de \mathcal{V}_{i2} . Esto es, la escena registrada $T_G\{\mathcal{V}_{i2}\}$ necesita ser redigitalizada. Por tanto, cualquier transformación,

bien basada en escena o bien basada en objeto, debe realizar una interpolación adecuada para que se mantengan los valores adecuados.

Las transformaciones puede clasificarse a su vez en rígidas y en deformables. En el caso rígido, la transformación consiste en una rotación y una traslación globales de la escena de entrada. En algunos casos puede ser necesario un escalado haciendo uso de una interpolación que iguale el tamaño de los vóxeles con el tamaño requerido. En la transformación elástica o deformable, será necesario llevar a cabo una traslación y una rotación globales y diversas deformaciones locales.

A.2.1.1. Método Rígido

La mayoría de los métodos basados en escena desarrollan una transformación rígida. Casi todos ellos pueden ser descritos mediante la secuencia de pasos que detallamos a continuación:

1. Interpolar \mathcal{V}_{i1} y \mathcal{V}_{i2} para hacer sus vóxeles cúbicos y de las mismas dimensiones en ambas escenas.
2. Escoger una función $G_{2,1}$ que determine el grado de solapamiento de \mathcal{V}_{o2} y \mathcal{V}_{i1} y un criterio de parada S .
3. Realizar una traslación y rotación iniciales a \mathcal{V}_{i2} para que quede alineada con \mathcal{V}_{i1} .
4. Calcular $G_{2,1}(P)$ (P es la posición de \mathcal{V}_{i2} tras el paso anterior) y $G_{1,2}(P)$, así como la media de ambas medidas $G(P)$.
5. Si se satisface $S(P)$ el proceso ha terminado. En caso contrario, ir al paso 6.
6. Modificar P de modo que se traslade un vóxel o rote 1° haciendo uso de las derivadas parciales de $G(P)$ para decidir en qué dirección efectuar el movimiento. Después, volver a 4.

Evidentemente, los diferentes métodos existentes en la literatura divergen entre sí en los pasos 2, 3 y 6. Por ejemplo, $G_{2,1}(P)$ puede ser calculada como:

$$G_{2,1}(P) = \sigma_r / r_{mean} \quad (\text{A.3})$$

donde r_{mean} y σ_r son respectivamente la media y la desviación típica del cociente $g_{o2}(v)/g_{i1}(v)$ para todos los vóxeles v en el dominio de \mathcal{V}_{i1} tales que su nivel de intensidad es distinto de cero. La condición de parada, $S(P)$, tiene lugar cuando $G(P) \leq t$, esto es, cuando es menor o igual que un cierto umbral t .

Existen en la literatura diversos ejemplos que utilizan como funciones criterio los coeficientes de correlación de los niveles de intensidad de la imagen o de las características derivadas de los niveles de intensidad de la imagen. También puede hacerse uso de la suma de los valores absolutos de la diferencia de niveles de intensidad para medir la similitud de dos imágenes.

Cuando \mathcal{V}_{i1} y \mathcal{V}_{i2} son de la misma modalidad y protocolo, estos métodos suelen proporcionar excelentes resultados. En cambio, cuando pertenecen a distintas modalidades o protocolos, los resultados no suelen ajustarse a los deseados.

A.2.1.2. Método Deformable

Como ya hemos comentado, existen muchas menos referencias a estos métodos en la literatura. El método propuesto por Collins et al. comienza con una transformación rígida (rotación y traslación) inicial para alinear ambas escenas. Posteriormente se realiza una deformación local a nivel de vóxel. Esta deformación (traslación y rotación local) se estima tomando como base la correlación de la intensidad y la magnitud del gradiente en los vóxeles ubicados en un vecindario de cada vóxel.

Miller et al. presentan, en cambio, un método más básico sólo aplicable a regiones anatómicas no anómalas. La idea básica que subyace en este método es la creación de un atlas estándar. Formalmente, un atlas estándar es una tríada (Ω, F, \mathcal{F}) . Ω es un subconjunto de \mathbb{R}^3 y constituye una región corporal. F es una función que asigna a cada punto de Ω un vector de \mathcal{F} . Las componentes de los vectores del conjunto \mathcal{F} son características de los tejidos de la región corporal. Además, se construye un conjunto de transformaciones elásticas \mathcal{E} , $E : \Omega \rightarrow \Omega$ consistentes en dilataciones o contracciones locales. Estas transformaciones conforman a su vez un conjunto de anatomías canónicas $\{F \circ E \mid E \in \mathcal{E}\}$, donde $F \circ E$ es una composición de funciones generadas a partir del atlas. Dado el estudio de un paciente consistente en un conjunto de escenas, el atlas estándar se traslada al origen de coordenadas del estudio encontrando la transformación $E' \in \mathcal{E}$ que realiza la transformación elástica necesaria. Así pues, vamos calculando la correspondencia entre \mathcal{V}_{i1} y \mathcal{V}_{i2} para cada escena proporcionada.

A.2.2. Métodos de registro basados en objeto

En estos métodos, la entrada es un par de estructuras S_1 y S_2 que representan la información correspondiente a un mismo objeto para una región anatómica dada, y la salida es una transformación geométrica T_G que aplicada a S_2 haga coincidir esta estructura con S_1 . Esta transformación puede ser, al igual que en el caso anterior, rígida o elástica. En cambio, a diferencia de los métodos basados en escena, en los métodos basados en objeto no suele ser necesaria una interpolación explícita de S_2 . Sin embargo, si el objetivo de esta transformación fuera encontrar aquellos objetos derivados de un original un proceso de interpolación previo se haría indispensable.

A.2.2.1. Método Rígido

La mayoría de los métodos existentes en la literatura referentes a registro basado en objetos se corresponde con esta modalidad. El proceso que subyace bajo la mayoría de estos métodos puede ser descrito como la secuencia de los siguientes pasos:

1. Escoger una función G que determine el grado de solapamiento de S_1 y S_2 .
2. Escoger un criterio de parada S .
3. Realizar una traslación y una rotación iniciales de S_2 para que se alinee con S_1 a grandes rasgos.
4. Calcular $G(P)$ para la posición actual P de S_2 .
5. Si se satisface $S(P)$ el proceso ha terminado. En caso contrario, ir al paso 6.
6. Modificar P de modo que se traslade un vóxel o rote 1° haciendo uso de las derivadas parciales de $G(P)$ para decidir en qué dirección efectuar el movimiento. Después, volver a 4.

Las diferencias más importantes entre los diferentes métodos existentes recaen en la definición de las estructuras S_i y en su representación en los pasos 1, 2 y 6. S_1 y S_2 pueden corresponderse con objetos inherentes a la escena de estudio, con objetos que van a ser utilizados para interactuar con los objetos de estudio, con colecciones de datos concernientes a características de los objetos; pueden ser bordes de los objetos, superficies o regiones. Pero en todos los casos deben representar los mismos aspectos geométricos de los

objetos en las dos escenas.

A continuación definimos una serie de ejemplos de funciones criterio G y de condición de parada S .

$$G_{2,1}(P) = \sum_{v \in S_2} d(v, S_1)^2 \quad (\text{A.4})$$

$$G(P) = G_{2,1}(P) \quad (\text{A.5})$$

$$G(P) = \text{máx} \{ G_{2,1}(P), G_{1,2}(P) \} \quad (\text{A.6})$$

$$G(P) = \sqrt{G_{2,1}(P)G_{1,2}(P)} \quad (\text{A.7})$$

$$G(P) = \frac{1}{2} (G_{2,1}(P) + G_{1,2}(P)) \quad (\text{A.8})$$

$$S(P) \left| G(P) \leq t \quad (\text{A.9})$$

El método más simple de entre los métodos basados en objeto es el método de los ejes principales, también conocido como método del análisis de las componentes principales, método de los ejes de inercia y descomposición en valores singulares. Sea $\{Q_1^i, \dots, Q_{n_i}^i\}$ el conjunto de puntos que representan a S_i para $i = 1, 2$, donde Q_j^i es un vector de tres componentes, que representa las coordenadas de Q_j^i respecto del sistema de coordenadas de S_i . El centroide O_i de S_i viene dado por:

$$O_i = \frac{1}{n_i} \sum_j Q_j^i \quad (\text{A.10})$$

La matriz de covarianza (también llamada de inercia) cuadrada de orden 3 M_i de S_i viene dada por:

$$M_i = \left[Q_1^i - O_i, \dots, Q_{n_i}^i - O_i \right] \left[Q_1^i - O_i, \dots, Q_{n_i}^i - O_i \right]^T \quad (\text{A.11})$$

Los autovectores de M_i definen las direcciones de los ejes principales de S_i . El sistema de ejes definido por O_i y los autovectores anteriormente mencionados se denomina sistema de ejes principales de S_i . Si S_1 y S_2 poseen formas similares, para hacer coincidir S_2 con S_1 , se traslada O_2 a O_1 y se rotan los ejes hasta hacerlos coincidir con los de S_1 .

A.2.2.2. Método Deformable

De nuevo, el número de aproximaciones que utilizan un modelo deformable es mucho menor que el de métodos basados en modelo rígido. Existen, a su vez, dos categorías de métodos deformables: basados en punto y basados en atlas.

En los métodos basados en punto, se realiza una identificación de puntos homólogos en las estructuras S_1 y S_2 . Entonces se realiza el cálculo de la deformación óptima necesaria para hacer coincidir los puntos escogidos de S_2 con los escogidos en S_1 .

En los métodos basados en atlas, en primer lugar se crea un atlas topográfico estándar. Existen diversas técnicas desarrolladas y perfectamente documentadas para el cerebro humano. Esta atlas constituye lo que venimos denominando estructura S_1 . Para una escena adquirida se localiza la región anatómica correspondiente en el atlas y se extraen características tales como puntos significativos, entrantes y salientes, bordes y contornos. Entonces, se deforma la superficie S_2 hasta que sus características homólogas coincidan con las extraídas en el atlas.

A.3. Metodología

El registro de imágenes basado en modelos de forma consiste, en una primera etapa, en la creación de un modelo geométrico con una serie de parámetros asociados. Posteriormente, y mediante las transformaciones necesarias, es necesario adaptar el modelo a la morfología de la escena anatómica dada. Por tanto, la tarea del registro de imágenes basado en modelo consiste en encontrar una combinación óptima de los parámetros del modelo creado que proporcione una representación fidedigna de la estructura anatómica contenida en la imagen de partida.

Los componentes básicos de un sistema de registro basado en modelo son una imagen de partida, un objeto espacial, una transformación, una métrica, un interpolador y un optimizador.

Por ejemplo, pensemos en el caso de una imagen del cerebro. En principio, podríamos pensar que la morfología de un corte axial de una imagen de cerebro se puede ajustar medianamente a la forma de una elipse. Por tanto, la elipse se convertirá en nuestro modelo geométrico simplificado, y el registro de imágenes tendrá que hallar la elipse que mejor se ajuste a nuestra imagen del cerebro, ajustando el centro de la elipse y la longitud de los ejes, tal y como observamos en la figura A.1.

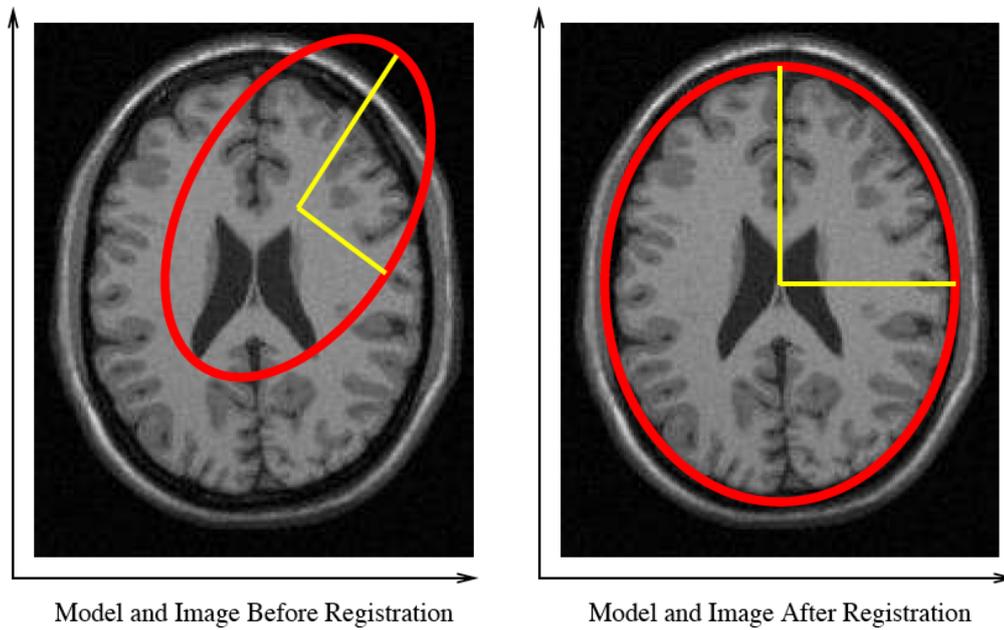


Figura A.1: Concepto de registro de imágenes basado en modelo de forma.

Así pues, para la aplicación de recuperación de información que habrá de ser implementada en la herramienta de planificación quirúrgica VirSSPA, y centrándonos por ahora en la recuperación de estructuras óseas, hemos decidido realizar un registro paralelo con tres modelos de forma, a saber, cilíndrico, que nos permitirá parametrizar los huesos largos y además nos dará un valor bastante aproximado de la longitud de los huesos, curvo, que nos permitirá cuantificar la curvatura de los huesos, y por último elipsoidal, que nos dará una visión más completa de la forma de los huesos y de su calibre medio. Podemos observar la estructura del método en la figura A.2.

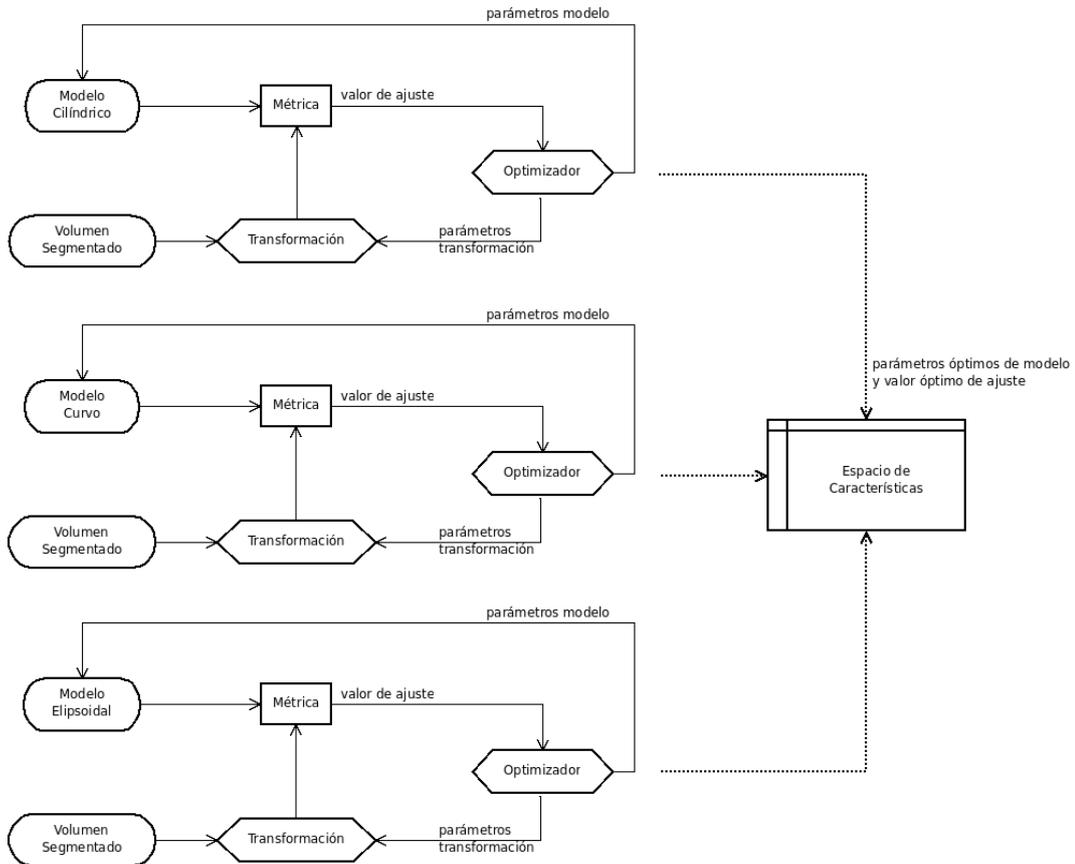


Figura A.2: Método de registro de imágenes basado en tres modelos de forma: cilíndrico, curvo, y elipsoidal. Tras la transformación que nos da el modelo de forma que mejor se adapta a nuestro volumen segmentado, obtenemos una serie de características derivadas del cálculo de la métrica que, a su vez, puede estar basada en información mutua, correlación, distancias, diferencias volumétricas, etc.. Finalmente, estas características se representan en un espacio n-dimensional de características en el que se realizará la búsqueda y la recuperación de información.

Como ya comentamos en su momento, tras la segmentación, comparamos nuestro volumen segmentado con tres modelos de forma diferentes (el proceso de interpolación es necesario para que la imagen no pierda calidad a causa de la transformación efectuada). De la aplicación de la métrica escogida se obtendrán distintos parámetros característicos de cada uno de los registros realizados y, a partir de éstos, definiremos un espacio n-dimensional de características, que nos servirá como base para realizar la recuperación de casos clínicos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Calvente, C. Parra, P. T. Gómez Cia et al. "Realidad Virtual Aplicada a la Optimización de Procesos Quirúrgicos". 2006.
- [2] A. F. Pease. "The future of Medical Imaging". *Pictures of the Future*, 2008.
- [3] J. K. Iglehart. "The New Era of Medical Imaging. Progress and Pitfalls". *The New England Journal of Medicine*, 2008.
- [4] W. A. Kalender. "Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications". MCD. Munich, Germany (2001).
- [5] E. Seeram. "Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control". *Saunders*. Philadelphia, USA (2001).
- [6] H. Young, R. Baum, U. Cremerius, et al. "Measurement of clinical and subclinical tumour response using [18F]-fluorodeoxyglucose and positron emission tomography: review and 1999 EORTC recommendations". *European Journal of Cancer*, 1999.
- [7] R. A. Novelline. "Squire's Fundamentals of Radiology". Sexta Edición. *Cambridge University Press*, 2004.
- [8] D. del Río Medina, C. Bocanegra Sánchez et al. "La cabecera del estándar DICOM". *Revista eSalud.com*, 2007.
- [9] J. K. Udupa, G. T. Herman et al. "3D Imaging in Medicine". Segunda Edición. *CRC Press*, 2000.
- [10] T. Heimann, S. Münzing, H. Meinzer, I. Wolf. "A Shape-Guided Deformable Model with Evolutionary Algorithm Initialization for 3D Soft Tissue Segmentation". *N. Karssemeijer and B. Lelieveldt (Eds.): IPMI 2007, LNCS 4584*, pp. 1712, 2007.
- [11] J. Dehmehski, H. Amin, M. Valdivieso, X. Ye "Segmentation of Pulmonary Nodules in Thoracic CT Scans: A Region Growing Approach". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 27, No. 4. 2008.

- [12] J. Feng, H. Ip. "A Statistical Assembled Model for Segmentation of Entire 3D Vasculature". *The 18th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'06)*. 2006.
- [13] P. Ritthipravat, C. Tatanun, T. Bhongmakapat, L. Tuntiyatorn. "Automatic Segmentation of Nasopharyngeal Carcinoma from CT images". *International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*. 2008.
- [14] S. Maeda, M. Komatsu, H. Kim. "Automatic Segmentation of Liver Region Employing Rib Cage and Its 3-D Displaying". *SICE-ICASE International Joint Conference*. 2006.
- [15] J. Wiegert, M. Bertramb, D. Schäferb et al.. "Soft tissue contrast resolution within the head of human cadaver by means of flat detector based cone-beam CT". *Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging*, edited by Martin J. Yaffe, Michael J. Flynn, *Proceedings of SPIE Vol. 5368*. 2004.
- [16] H. Lee, P. Huang, C. Wietholt et al. "A Unified Segmentation Method for CT Image Segmentation with Contrast Agent". *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. 2006.
- [17] A. Palumbo, G. Luccichenti, M. Belgrano et al.. "Three-dimensional quantitative assessment of lung parenchyma in cystic fibrosis: preliminary results". *Radiol med (2007) 112:21?30*. 2007.
- [18] H. Müller, N. Michoux et al. "A review of content-based image retrieval systems in medical applications: clinical benefits and future directions". *International Journal of Medical Informatics*, n. 73, pp. 1-23, 2004.
- [19] C. Jörgensen. "Retrieving the unretrievable in electronic imaging systems: emotions, themes and stories". *Proceedings of the of SPIE Photonics West Conference on Human Vision and Electronic Imaging IV*, vol. 3644, San Jose, California, USA, 1999.
- [20] A. Tversky. "Features of similarity". *Psychol. Rev.*, 84 (4), pp. 327—352, 1977.
- [21] A. K. Jain, R.P.W. Dvin, J. Mao. "Statistical Pattern Recognition: A Review". *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machin Intelligence*, vol. 22 (1), pp. 4—37, 2000.
- [22] A.M. Aisen, L.S. Broderick, H. Winer-Muram, C.E. Brodley, A.C. Kak, C. Pavlopoulou, J. Dy, C.-R. Shyu, A. Marchiori. "Automated storage and retrieval of thin-section CT images to assist diagnosis: system description and preliminary assessment". *Radiology 228*, pp. 265—270, 2003.

- [23] D. Keysers, J. Dahmen, H. Ney, B.B. Wein, T.M. Lehmann. "A statistical framework for model-based image retrieval in medical applications". *J. Electronic Imag.* 12 (1), pp. 59—68, 2003.
- [24] S. Antani, L.R. Long, G.R. Thoma. "A biomedical information system for combined content-based retrieval of spine X-ray images and associated text information". *Proceedings of the Third Indian Conference on Computer Vision, Graphics and Image Processing*. Ahamdabad, India, 2002.
- [25] T. Grenier, C. Revol-Muller et al. "3D Region Growing Integrating Adaptive Shape Prior". *ISBI*, 2008.
- [26] T. Grenier, C. Revol-Muller et al. "3D Robust Adaptive Region Growing for segmenting [18F] fluoride ion PET images". *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. 2007.
- [27] A. Bosnjak, G. Montilla et al. "3D Segmentation with an Application of Level Set-Method using MRI Volumes for Image Guided Surgery". *29th Annual International Conference of IEEE-EMBS*. 2007.
- [28] B. Acha, C. Serrano, I. Fondón. "Novel Multi-Step Region Growing Algorithm for the Segmentation of Burn Images". *Proceedings Embec 2005*, pp. 3911-3914, Praga (República Checa), 2005.
- [29] I. Fondón, C. Serrano, B. Acha. "Colour Image Segmentation Based on Multitolerance Region Growing". *International Conference on Visualization, Imaging and Image Processing (Viip)*, pp. 453-458, Marbella (España), 2004.
- [30] A.M. Aisen, L.S. Broderick, H. Winer-Muram, C.E. Brodley, A.C. Kak, C. Pavlopoulou, J. Dy, C.-R. Shyu, A. Marchiori. "Automated storage and retrieval of thin-section CT images to assist diagnosis: system description and preliminary assessment". *Radiology* 228, pp. 265—270, 2003.
- [31] D. Keysers, J. Dahmen, H. Ney, B.B. Wein, T.M. Lehmann. "A statistical framework for model-based image retrieval in medical applications". *J. Electronic Imag.* 12 (1), pp. 59—68, 2003.
- [32] Z. Qin, J. Jia, J. Qin. "Content based 3D model retrieval: a survey". *Sixth International Workshop on Content-Based Multimedia Indexing*, Londres. 2008.
- [33] X. Li, A. Godil, A. Wagan. "SHREC'08 entry: Visual based 3D CAD retrieval using fourier mellin transform". *IEEE International Conference on Shape Modeling and Applications*. New York, 2008.

- [34] S. Abeysinghe, M. Baker, W Chiu, T. Ju. "Segmentation free Skeletonization of Grayscale Volumes for Shape Understanding". *IEEE International Conference on Shape Modeling and Applications*. New York, 2008.
- [35] P. Min, M. Kazhdan, T. Funkhouser. "A comparison of text and shape matching for retrieval of online 3D models". *Proceedings of the 8th European Conference on Digital Libraries (ECDL 2004)*, pp. 209-220. Bath, UK, 2004.
- [36] J.W.H. Tangelder, R.C. Veltkamp. "A survey of content based 3D shape retrieval methods". *Multimedia Tools Applications 2008*, vol. 34, pp. 441-471, 2008.
- [37] C. Zhang, T. Chen. "Efficient feature extraction for 2D/3D objects in mesh representation". *IEEE International Conference on Image Processing*. 2001.
- [38] R. Osada, T. Funkhouser et al.. "Shape Distributions". *ACM Trans Graph* 21(4). 2002.
- [39] M. Ankers, G. Kastenmuller et al.. "3D Shape histograms for similarity search and classification in spatial databases". *Symposium on large spatial databases*, pp. 207-226. 1999.
- [40] M. Kazhdan, T. Funkhouser, et al. "Rotation invariant spherical harmonic representation of 3D shape descriptors". *Symposium on geometry processing*. 2003.
- [41] H. Y. Shum, M. Hebert, K. Ikeuchi. "On 3D shape similarity". *IEEE Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 526-531. 1996.
- [42] H. Sundar, D. Silver, et al.. "Skeleton based shape matching and retrieval". *Shape Modeling International*, pp. 130-139. 2004.
- [43] D. Y. Chen, Y. T. Shen, et al. "3D Model search engine based on lightfield descriptors". *Eurographics*. 2003.
- [44] H. Sánchez-Cruz, E. Bribiesca. "A method of optimum transformation of 3D objects used as a mesure of shape dissimilarity". *Image Vis Comput* 21 (12), pp. 1027-1036. 2003.
- [45] I. García Fenoll, B. Acha Piñero, C. Serrano Gotarredona. "Algoritmo de Segmentación 3D basado en Crecimiento de Regiones por Tolerancia Adaptativa y Optimización de Contraste". *Actas del XXIII Simposium Nacional de la URSI*. Madrid, 2008.