



UNIVERSIDAD  
POLITECNICA  
DE VALENCIA



**Máster Universitario**  
en Tecnologías, Sistemas y  
Redes de Comunicaciones

# **Desarrollo de un módulo de tratamiento de imagen para sistemas de imagen dental**

*Autor:* Roberto Lloréns Rodríguez

*Directora:* Valery Naranjo Ornedo

*Fecha de comienzo:* 01/01/2008

*Lugar de trabajo:* Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería y  
Tecnología Orientada al Ser Humano (LabHuman)



### *Objetivos*

Los sistemas de imagen dental son usados comúnmente en la planificación de cirugía bucal. Estos sistemas ofrecen herramientas interactivas que simulan las condiciones que los especialistas se encontrarán en la práctica. Como parte de esta simulación, proporcionan información 3D de la anatomía del paciente. Estos modelos tridimensionales presentan algunas limitaciones.

Por una parte, en la construcción del volumen 3D el resultado se ve comúnmente afectado por artefactos producidos por la presencia de elementos metálicos durante la adquisición de la anatomía (TAC). Por otra parte, en la reconstrucción 3D se obvia cualquier tipo de segmentación de los tejidos mandibulares, cuya información es de vital importancia para una correcta planificación.

El objetivo del presente trabajo es el desarrollo y validación de dos módulos que salgan al paso de dichas limitaciones.

### *Metodología*

Para el desarrollo de este trabajo, en primer lugar, se ha llevado a cabo un profundo estudio del estado del arte de los métodos de reducción de artefactos y de segmentación de tejidos mandibulares para comprender mejor el problema y tener una visión general de los distintos estudios realizados hasta la fecha. Tras esto, se han desarrollado métodos propios para ambas problemáticas. Finalmente, dichos métodos han sido evaluados mediante procedimientos analíticos para validar su funcionamiento.

### *Desarrollos teóricos realizados*

El módulo de reducción del artefactado se basa en un filtro morfológico en el dominio polar ayudado por otras soluciones intermedias que permiten automatizar el proceso, también basada en morfología matemática y en ajuste polinómico.

El módulo de segmentación de tejidos mandibulares se basa en un algoritmo que divide la mandíbula en distintas áreas, procesando los tejidos existentes en cada una de ellas. La segmentación se realiza en cortes definidos perpendicularmente al plano de la arcada dental por medio de umbralización en el dominio Hounsfield y por una variante del método de extracción de objetos basado en la teoría de la conectividad difusa.

### *Desarrollo de prototipos y trabajo de laboratorio*

Todos los algoritmos descritos han sido implementados en Matlab® y C++, y han sido evaluados analíticamente mediante distintos medidores de calidad, lo cual es, a menudo, complicado en imagen dental. Los medidores utilizados son el índice de Jaccard, el coeficiente de Dice y la distancia punto a punto y punto a curva. Para estas medidas se ha contado con personal clínico especialista para la construcción de conjuntos de *groundtruth* (imágenes marcadas con el resultado correcto) con el que se ha comparado los resultados de los algoritmos.

### *Resultados*

Ambos métodos han demostrado obtener buenos resultados. El método de reducción de artefactado consiguió una mejora media de 0.265 y 0.196 para los índices de Jaccard y Dice, lo cual es superior a los resultados obtenidos por otros métodos de eliminación de ruido.

El método de segmentación consiguió una precisión media de 0.726, 0.839, 0.144 mm y 0.163 mm para los medidores antes comentados, lo cual permite reconstruir los tejidos mandibulares con una precisión significativa.

#### *Líneas futuras*

El trabajo futuro se centra en el uso de nuevas estrategias de filtrado, para el caso de la reducción de artefactos, y de segmentación, para el caso del método de segmentación.

Ambos métodos deben ser implementados en C++ para poder evaluar su coste computacional, así como utilizar las librerías ITK y VTK, de amplio uso en imagen médica.

#### *Publicaciones*

Los desarrollos presentados han dado lugar a la publicación de 3 trabajos en revistas, siendo especialmente relevante la publicación en “Computer Methods and Programs in Biomedicine”, y 6 trabajos en congresos internacionales, siendo especialmente relevantes los publicados en el “International Congress and Exhibition in Computer Assisted Radiology and Surgery” (CARS 2009 y 2010) y en el “International Conference on Image Processing” (ICIP 2011). Asimismo, un trabajo resumiendo los desarrollos en el campo de la segmentación de tejidos mandibulares está bajo revisión en la revista “International Journal of Maxillofacial Surgery”.

#### *Abstract*

Este trabajo resume los desarrollos llevados a cabo sobre reducción de artefactos metálicos y de segmentación de tejidos mandibulares que salen al paso de las limitaciones de los sistemas de imagen dental actuales. Los métodos propuestos han sido evaluados analíticamente obteniendo resultados satisfactorios respecto al estado del arte actual, hecho que ha dado lugar a un número considerable de publicaciones científicas.

*This work describes the developments carried out on metal artifact reduction and jaw tissues segmentation, which try to overcome the limitations of the current dental imaging systems. The proposed methods have been tested analytically obtaining successful results in relation with other state-of-the-art methods, which has given rise several scientific publications.*

**ÍNDICE**

<b>I. Introducción.....</b>	<b>4</b>
<i>I.1. Reducción de artefactos metálicos .....</i>	<i>5</i>
<i>I.2. Segmentación de tejidos mandibulares .....</i>	<i>7</i>
<b>II. Materiales y métodos.....</b>	<b>9</b>
<i>II.1. Reducción de artefactos metálicos .....</i>	<i>9</i>
<i>a. Filtrado morfológico .....</i>	<i>9</i>
<i>b. Sistemas de coordenadas polares .....</i>	<i>11</i>
<i>c. Múltiples objetos metálicos .....</i>	<i>15</i>
<i>d. Algoritmo global .....</i>	<i>16</i>
<i>II.2. Segmentación de tejidos mandibulares .....</i>	<i>17</i>
<i>a. Adquisición y disposición de los datos.....</i>	<i>17</i>
<i>b. Fundamentos de la teoría de la conectividad difusa.....</i>	<i>21</i>
<i>c. Análisis y procesado.....</i>	<i>24</i>
<i>d. Relleno de los huecos .....</i>	<i>26</i>
<i>e. Reconstrucción 3D .....</i>	<i>28</i>
<b>III. Resultados .....</b>	<b>28</b>
<i>III.1. Reducción de artefactos metálicos.....</i>	<i>28</i>
<i>a. Selección de los filtros.....</i>	<i>29</i>
<i>b. Selección del tamaño del EE.....</i>	<i>29</i>
<i>c. Evaluación del algoritmo .....</i>	<i>29</i>
<i>III.2. Segmentación de tejidos mandibulares.....</i>	<i>31</i>
<b>IV. Discusión.....</b>	<b>32</b>
<i>IV.1. Reducción de artefactos metálicos.....</i>	<i>32</i>
<i>IV.2. Segmentación de tejidos mandibulares.....</i>	<i>34</i>
<b>V. Conclusión .....</b>	<b>34</b>
<i>V.1. Reducción de artefactos metálicos .....</i>	<i>34</i>
<i>V.2. Segmentación de tejidos mandibulares .....</i>	<i>35</i>
<b>AGRADECIMIENTOS .....</b>	<b>35</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>35</b>
<b>ANEXO I: Indicadores de similaridad .....</b>	<b>39</b>
<b>ANEXO II: Publicaciones .....</b>	<b>40</b>
<i>a. Revistas.....</i>	<i>40</i>
<i>b. Congresos.....</i>	<i>43</i>

## I. Introducción

El presente trabajo resume parte de los desarrollos llevados a cabo dentro del proyecto MIRACLE del Ministerio de Educación y Ciencia (DPI2007-66782-C03-01-AR07). MIRACLE persigue el desarrollo de un sistema avanzado de diseño, simulación y fabricación flexible de prótesis dentales implantosoportadas (Fig. 1). Los implantes dentales se enroscan directamente sobre el hueso mandibular o maxilar, a los cuales se anclan las prótesis dentales. El diseño y fabricación de prótesis dentales es un proceso muy artesanal que presenta unos elevados costes temporales y una metodología carente, en muchos casos, de especificaciones funcionales de diseño [1].

Lo que se pretende es evaluar las características funcionales de una prótesis y de los aspectos biomecánicos de la misma en aras de un sistema just in time, que posibilite la colocación en una única intervención de implantes y prótesis, lo que se conoce como casos de carga inmediata, y que evitan el período de cicatrización y ahorran una segunda intervención.

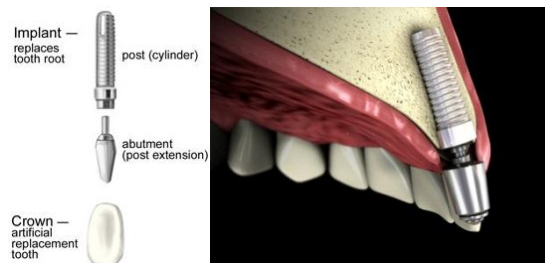


Fig. 1. Ejemplo de prótesis dental implantosoportada

Para poder abarcar los objetivos del proyecto se necesita un enfoque multidisciplinar donde se garantice la comunicación entre todas las partes (Fig. 2). Las tareas del proyecto MIRACLE cuentan con la colaboración del Instituto de Biomecánica de Valencia, la Clínica Odontológica de la Universidad de Valencia e incluso empresas privadas de diseño y producción industrial como ASCAMM o de software dental como 3Dent, si bien la mayor parte de los desarrollos han tenido lugar en LabHuman.

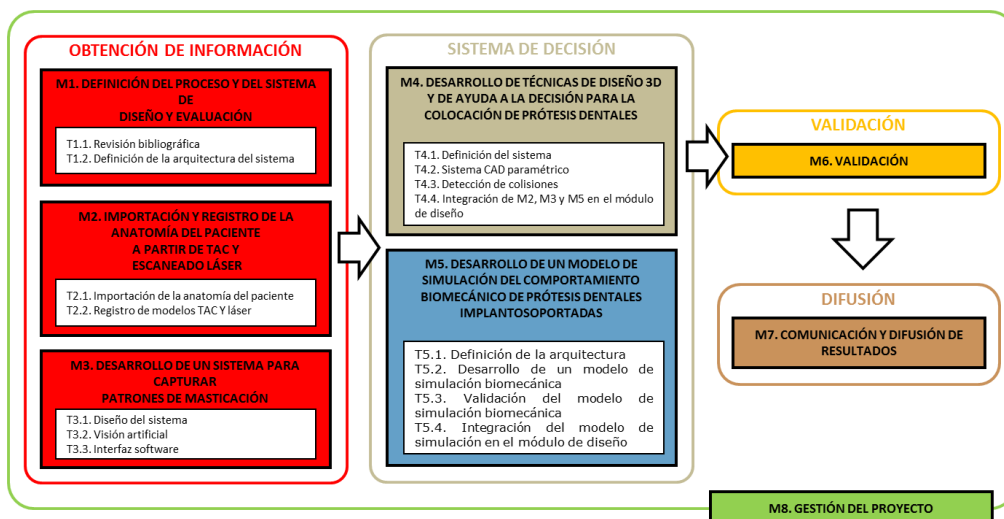


Fig. 2. Diagrama de bloques del proyecto MIRACLE

Aunque se han llevado a cabo interesantes desarrollos en los módulos M3 y M4, que han dado lugar a un articulador virtual que permite obtener patrones de masticación mediante técnicas de visión por computador y a una aplicación CAD/CAM para el diseño y modelado de prótesis, desde el punto de vista del tratamiento de imágenes son especialmente relevantes los desarrollos transversales a todos los módulos del proyecto. Dada la naturaleza de los tejidos humanos y de los sistemas de exploración de los mismos, el sistema debe superar algunos retos inherentes a los datos con los que trabaja el sistema, fundamentalmente la existencia de artefactos metálicos y la segmentación de los diferentes tejidos existentes en la mandíbula. El presente trabajo profundiza en los desarrollos realizados en ambos campos.

### *1.1. Reducción de artefactos metálicos*

La representación 3D de los estudios tomográficos es ampliamente utilizada en aplicaciones médicas como endoscopias virtuales, cirugía plástica reconstructiva, sistemas de planificación dental, etc. Esta representación se construye umbralizando los cortes axiales del TAC que constituyen el volumen. El método usado comúnmente para reconstruir dichos cortes axiales se conoce como “filtered back projection” (FBP), que asume que los datos proporcionados por el tomógrafo son la transformada Radón de los coeficientes de dispersión de los objetos escaneados. Esta asunción es correcta si la densidad de los objetos es similar. Pero cuando objetos con distintas densidades, como cavidades (~200 HU), huesos (~1200-1800 HU), dientes (~2000 HU) e implantes dentales (temporales: ~6000–8500HU, compuestos: ~4500–17000HU, amalgama y oro >30700 HU) están presentes al mismo tiempo, el método FBP induce no linealidades perceptibles en efectos como el “streaking”, que consiste en rayos de niveles altos de intensidad emergentes de los objetos metálicos, o “beam hardening”, sombras proyectadas sobre las áreas colindantes de dichos objetos.

La Fig. 3 muestra dos imágenes de TAC mandibulares donde pueden observarse los artefactos descritos.

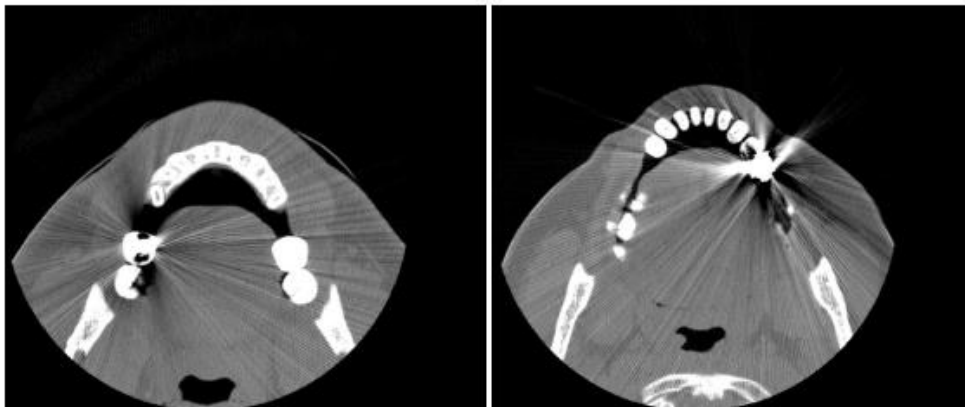


Fig. 3. Artefactos debidos a la presencia de elementos metálicos

En consecuencia, varias líneas de investigación intentan reducir el artefactado atacando el problema con puntos de vista distintos. La mayor parte del esfuerzo llevado a cabo por los métodos de reducción del artefactado metálico está basado en el desarrollo de métodos que usan los datos brutos o senograma resultantes de los estudios tomográficos. Todos estos trabajos pueden ser clasificados en dos categorías: aquéllos que usan el algoritmo FBP para reconstruir la imagen y aquéllos que intentan evitar esta técnica para no caer en imágenes artefactadas, ocasionadas por las causas antes mencionadas. Veamos algunos de estos métodos.

En la primera categoría, Rohlfing et al. [2] comparan algunas de estas técnicas y discuten los puntos problemáticos de las técnicas de reducción de artefactos. Watzke et al. [3] combinan dos métodos propuestos con anterioridad: la interpolación lineal (LI) de la retroproyección de los objetos metálicos y un filtrado adaptativo multidimensional (MAF) de los datos brutos. El algoritmo LI [4] consiste en la reconstrucción de una imagen preliminar, la retroproyección de los objetos metálicos previamente segmentados por umbralización, la interpolación lineal en el dominio del senograma y su reconstrucción. Este algoritmo es independiente de la constitución física del metal y mejora la apariencia de los efectos debidos al ruido y al beam hardening. Por otra parte, la interpolación lineal provoca una reducción de la resolución en las cercanías del objeto metálico, y añade nuevos artefactos, como líneas que se dibujan de un objeto metálico a otro y la pérdida de información de bordes. Además, la segmentación por umbralización debe ser automatizada con precisión. El algoritmo MAF [5] consiste en el filtrado de los datos brutos significativos (es decir, únicamente se filtran aquellos valores de atenuación que superan un cierto umbral seleccionado por el usuario). Este algoritmo reduce el ruido pero no tiene efecto sobre el beam hardening. Por lo tanto, se implementa una técnica que construye la imagen final ponderando entre una y otra técnica en función de la distancia del pixel al objeto metálico. Yu et al. [6] proponen un método inspirado en el trabajo de Kalender, pero incluyen una técnica de desplazamiento-medio típica de visión por computador para mejorar la precisión en el proceso de segmentación y una estrategia de interpolación iterativa basada en la realimentación. El método obtiene resultados bastante buenos para algunas imágenes, pero se necesitan algunos parámetros empíricos y el tiempo computacional es inadmisibile para nuestra aplicación. Zhao et al. [7] presentan un método basado en la teoría de las transformadas wavelet. Consiste en estimar el conjunto metálico mediante umbralización e interpolar los coeficientes wavelets de las zonas afectadas por el artefactado. Este método reduce los artefactos mientras las características de la imagen se mantienen inalteradas, aunque algunos parámetros necesitan elegirse manualmente.

En la segunda categoría, evitando el algoritmo FBP, Wang et al. [8], consideran el escaneado como un problema de deblurring (desemborronado) e intentan solucionarlo usando dos enfoques iterativos: la fórmula EM (expectation maximization) y la técnica de reconstrucción algebraica o



ART. El método minimiza iterativamente la discrepancia entre los datos brutos medidos y los sintetizados computacionalmente con el fin de obtener mejoras sucesivas de la imagen retroproyectada. El gran problema de estos métodos es el elevado coste computacional. De manera similar, Murphy et al. [9] usan un algoritmo de maximización alternada (AM) para minimizar la I-divergencia, es decir, para maximizar el parecido, entre los datos provenientes de la tomografía y las estimaciones realizadas, para formar, de esta manera, la imagen.

Todos los resultados de los métodos mencionados, bien son derivados de los datos brutos obtenidos de las tomografías o bien, utilizan estos datos de alguna manera para reemplazar los datos obtenidos por el algoritmo FBP. Pero en muchas aplicaciones, como la nuestra (un sistema inteligente y automatizado para el diseño, la simulación y la fabricación de prótesis implantosoportadas), no se dispone de los datos brutos y los expertos deben extraer conclusiones de las imágenes artefactadas generadas mediante el algoritmo FBP.

Con esta consideración en mente, Sohmura et al. [10] sustituyen los dientes artefactados con un modelo de TAC de un modelo de escayola previamente registrado. Esto implica tener un molde lo suficientemente preciso de la anatomía del paciente, un TAC con los marcadores usados para el registro y mucha precisión en el proceso de registro. También con el objetivo de la reconstrucción 3D, Tognola et al. [11] segmentan la superficie de la mandíbula tras mejorar la imagen. El proceso de mejora consiste en una ecualización del histograma seguido de una umbralización.

## *1.2. Segmentación de tejidos mandibulares*

La mandíbula es el hueso más denso y prominente de la cara. Está constituido por cuatro estructuras fácilmente distinguibles: los dientes, una dura capa exterior de hueso cortical que contiene una capa ósea más blanda, el núcleo trabecular (o esponjoso) y el canal mandibular (cuando está presente), que contiene al nervio alveolar inferior (NAI). El nervio, junto con la arteria alveolar inferior, constituye el conjunto neovascular alveolar. El nervio recorre la mandíbula, cruzando ambas hemimandíbulas desde el foramen mandibular al mental, a través del canal alveolar inferior, proporcionando sensibilidad a toda la mandíbula. Por esta razón, una lesión del canal puede provocar insensibilidad (parestesia) temporal o permanente. Consecuentemente, la posición del nervio debe conocerse con exactitud, puesto que debe ser evitado en cualquier intervención quirúrgica. Todo esto da lugar a la necesidad de una segmentación precisa que proporcione información que asegure el éxito de la cirugía bucal para un gran número de aplicaciones médicas como sistemas de planificación implantológica, cirugía reconstructiva plástica, etc.

El enfoque clásico trata de planificar la cirugía a partir de radiografías panorámicas, pero este recurso tiene un limitado valor debido a que suelen presentar una acusada distorsión. Los estudios

de TAC, con una precisión del 94% es el método de evaluación más apropiado, mientras que las radiografías periapicales y panorámicas tiene una precisión del 53 y 17%, respectivamente [12]. Además los estudios de TAC permiten la reconstrucción 3D de los volúmenes bajo estudio, lo cual hace el estudio de los mismos más intuitivo. Muchas aplicaciones informáticas dentales llevan a cabo el proceso de la reconstrucción 3D a partir de los datos del TAC sin prestar atención a la segmentación de tejidos [13], y muchas otras delegan esta tarea a los dentistas o cirujanos, proporcionando herramientas para este propósito [14]. Fütterling et al. [15] llevan a cabo la segmentación de los tejidos duros por umbralización, mientras que los tejidos interiores son segmentados asignando distintas propiedades materiales a los tetraedros del modelo de elementos finitos, dependiendo de los valores de densidad del TAC. Por ello, es difícil obtener mucha precisión con este método. Kršek et al. [16] presentan un proceso de segmentación que requiere una alta interacción humana que es asistida únicamente por operaciones morfológicas básicas y umbralización en el dominio Hounsfield, es decir sobre los valores de densidad (no sobre los valores de grises de la imagen). Xiaojun et al. [17] umbralizan los datos del TAC para segmentar los tejidos duros y reconstruirlos mediante el algoritmo de marching cubes. También usan un método de crecimiento de regiones semiautomático para encontrar los contornos del NAI en secciones cruzadas, los cuales son finalmente cerrados en un B-spline bicúbico. Haciendo hincapié en la segmentación del nervio, Stein et al. [18] usan el algoritmo de Dijkstra ayudado por morfología 3D para trazar el camino más favorable entre 2 nodos (aquí, el foramen mental y el mandibular) marcados por un experto. De manera parecida, Kondo et al. [19] usan una proyección panorámica (que incluye la mayor parte del nervio) invirtiendo y multiplicándola por su segunda derivada para aislar este tejido. El nervio se traza bidireccionalmente empezando por ambos nodos usando un algoritmo basado en máscaras. DeBruijne et al. [20] adaptan los modelos de forma activos (ASM) a estructuras tubulares. Los ASM son modelos de forma lineales basados en un marcas que intentan ajustarse a una estructura de acuerdo a la variación representada por un conjunto de entrenamiento previamente marcado por un experto. Rueda et al. [21] continua esta línea de estudio y usa modelos de apariencia activa (AAM) para la segmentación de secciones cruzadas de la mandíbula. Sin embargo, dado que no pueden establecerse puntos homólogos entre distintos cortes y algunas estructuras no están conectadas o incluso, no aparecen, la precisión conseguida es insuficiente. En relación también al uso de secciones cruzadas, Kang et al. [22] usan un árbol de decisión basado en la técnica de fuzzy C-means para segmentar tejidos con nivel de gris solapado.

Todos estos métodos bien no son lo suficientemente precisos o bien requieren alta interacción humana. El objetivo de este trabajo es evaluar y validar el método de conectividad difusa de Udupa et al. [23,24] para la segmentación de tejidos mandibulares y diseñar un método lo más automático posible que permita la segmentación y reconstrucción precisa de estas estructuras.

## II. Materiales y métodos

### II.1. Reducción de artefactos metálicos

El propósito de nuestro trabajo es aportar un nuevo punto de vista a las técnicas de eliminación de artefactos metálicos que parte de las imágenes FBP e intenta hacer más sencillo y preciso el examen médico de las mismas sin ningún aporte externo de información, que la existente en la imagen.

La idea que subyace al algoritmo desarrollado consiste en transformar la imagen al dominio polar antes de la etapa de procesado. De esta manera, el patrón radial del artefacto es transformado en un patrón vertical, lo cual facilita su tratamiento por distintos tipos de filtro.

#### a. Filtrado morfológico

La morfología matemática es una teoría no lineal basada en máximos y mínimos, que se construye a partir de dos operadores básicos. Por una parte, la dilatación estima el máximo nivel de gris de una vecindad determinada por el elemento estructurante (EE). La erosión, por otra parte, estima el mínimo nivel de gris de una vecindad determinada por el EE transpuesto.

$$\partial_B(f) = \sup\{f_b, b \in B\} \quad (1)$$

$$\varepsilon_B(f) = \inf\{f_b, b \in B^T\} \quad (2)$$

Combinando la dilatación y la erosión es posible definir nuevos operadores. La apertura morfológica consiste en una erosión seguida de una dilatación. La apertura de una imagen de grises  $f$  con el EE  $B$ ,  $\gamma_B(f)$ , elimina las áreas claras de la imagen en las que no puede inscribirse el EE. Por su parte, el cierre morfológico, consiste de una dilatación seguido de una erosión. De la misma manera, el cierre elimina las áreas oscuras donde no puede inscribirse el EE.

$$\gamma_B(f) = \partial_B(\varepsilon_B(f)) \quad (3)$$

$$\varphi_B(f) = \varepsilon_B(\partial_B(f)) \quad (4)$$

El filtrado morfológico es un tipo de filtrado no lineal ampliamente usado en reducción de ruido en imágenes y eliminación de artefactos [25]. Los efectos producidos por estos filtros dependen de la naturaleza del filtro y de la forma y tamaño del EE, el cual fija el entorno de análisis. Una amplia familia de filtros morfológicos ha sido desarrollada combinando los operadores de cierre y apertura [26]. La Fig. 4 muestra los efectos de la apertura de una imagen usando diferentes EE (horizontales en b y verticales en c). Las áreas claras donde el EE no cabe, son eliminadas (las horizontales estrechas en b y las verticales estrechas en c).

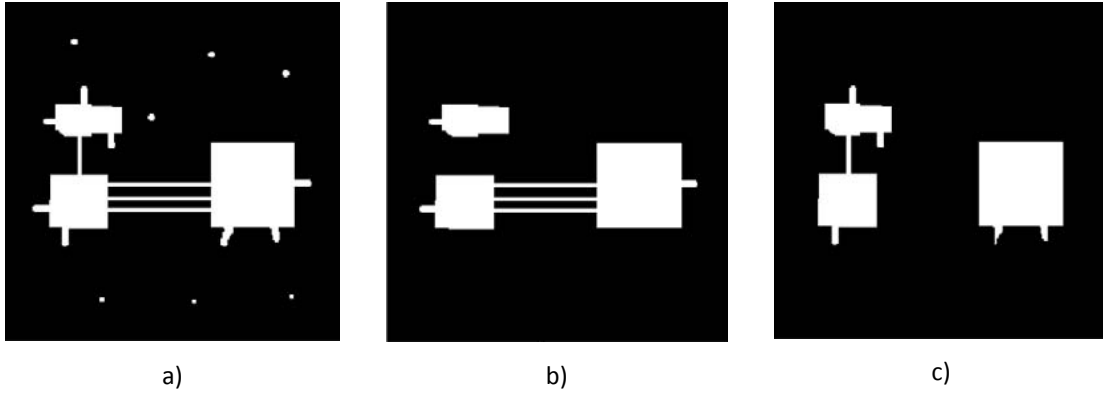


Fig. 4. a) Imagen original; b) Apertura con un EE horizontal de tamaño 15; c) Apertura con un EE vertical de tamaño 15

Como se ha comentado, el objetivo del presente trabajo es reducir los artefactos metálicos preservando tanto como sea posible las estructuras anatómicas de la imagen original para facilitar la reconstrucción 3D de la misma. Para conseguir este objetivo, diferentes filtros morfológicos se han probado para seleccionar la mejor opción para restaurar la imagen original. A continuación se describen dichos filtros, donde  $\lambda$  representa el tamaño del EE.

- Apertura-cierre: consiste en la apertura de una imagen seguida del cierre de la imagen resultado.

$$OC_{\lambda}(f) = \varphi_{B_{\lambda}}\gamma_{B_{\lambda}}(f) \quad (5)$$

- Cierre-apertura: es el operador dual del anterior. Aquí las operaciones son implementadas en orden inverso.

$$CO_{\lambda}(f) = \gamma_{B_{\lambda}}\varphi_{B_{\lambda}}(f) \quad (6)$$

- Alternante secuencial: concatenación de aperturas y cierres donde el tamaño del EE aumenta desde 2 hasta  $\lambda$ . Por lo tanto, se puede tener dos filtros diferentes dependiendo del primer operador.

$$\text{Comenzando por apertura: } ASFO_{\lambda}(f) = \varphi_{B_{\lambda}}\gamma_{B_{\lambda}}\varphi_{B_{\lambda-1}}\gamma_{B_{\lambda-1}} \dots \varphi_{B_2}\gamma_{B_2}(f) \quad (7)$$

$$\text{Comenzando por cierre: } ASFC_{\lambda}(f) = \gamma_{B_{\lambda}}\varphi_{B_{\lambda}}\gamma_{B_{\lambda-1}}\varphi_{B_{\lambda-1}} \dots \gamma_{B_2}\varphi_{B_2}(f) \quad (8)$$

- Media: media de los resultados del cierre y la apertura.

$$COA_{\lambda}(f) = \frac{\gamma_{B_{\lambda}}(f) + \varphi_{B_{\lambda}}(f)}{2} \quad (9)$$

En la sección de resultados se muestra una comparación de estos filtros. Para el método se eligió el filtro con mejores resultados de acuerdo con las pruebas realizadas para un conjunto de test consistente en 52 cortes axiales de TAC obtenidos de 20 pacientes distintos.

Los resultados de los filtros morfológicos están asociados no sólo con el tipo de filtro sino también con la adecuada selección de la forma y tamaño del EE. Como se mostraba en la Fig. 4, para eliminar los objetos con una orientación particular, es necesario aplicar un filtro morfológico

con un EE perpendicular a tal orientación. En caso de streaking (rayos emergentes de los objetos metálicos), se debería utilizar un conjunto de EE perpendiculares a cada rayo. Esto hace que el proceso sea inabarcable con este enfoque.

El enfoque de este trabajo está basado en convertir una imagen del dominio cartesiano al polar, tomando la fuente del artefactado como foco de la transformación. Con este enfoque, los artefactos radiales se extienden a lo largo del eje angular con la misma orientación, es decir, los rayos radiales son transformados en rayos verticales y, por lo tanto, es posible usar un único EE con una orientación horizontal [27] (Fig. 7).

El tamaño del EE es crítico. Cuanto mayor sea el EE, mayores artefactos puede eliminar, pero más se emborronará la imagen. Dado que los rayos son más gruesos en las proximidades del objeto y se van haciendo cada vez más finos al alejarse, se ha propuesto un EE de tamaño variable con la distancia (Fig. 5).

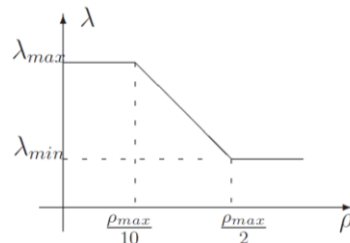


Fig. 5. Función que define el tamaño del EE en función de la distancia a la fuente del artefacto

#### b. Sistemas de coordenadas polares

Las imágenes obtenidas por el método de FBP a menudo sufren ciertos grados de simetría debido a que la imagen se deriva de los valores de retropropagación de un haz de rayos X que rota helicoidalmente alrededor del objeto bajo estudio. Por ello, es intuitivo definir cualquier punto en término de ángulos y distancia, lo que implica usar formulación trigonométrica en sistema rectangular. El sistema polar posibilita expresiones más sencillas. Dicho sistema define cada punto por sus coordenadas radial y angular, denotando la distancia al polo (el origen de la simetría) y el ángulo definido con el eje polar (Fig. 6).

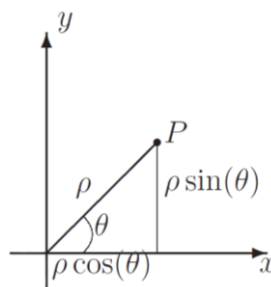


Fig. 6. Relación de los sistemas de coordenadas polares y cartesianas

Dado  $P$  un punto en un sistema de coordenadas bidimensional y  $P(x,y)$  su expresión en un sistema de coordenadas euclídeas o cartesianas. La transformación en coordenadas polares está definida por las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned}\rho &= \sqrt{(x - x_c)^2 + (y - y_c)^2}, \quad 0 \leq \rho \leq \rho_{\max} \\ \theta &= \tan^{-1} \left( \frac{y - y_c}{x - x_c} \right), \quad 0 \leq \theta \leq 2\pi\end{aligned}\quad (10)$$

Definiendo  $(x_c, y_c)$  como el origen del streaking, es decir, tomando la fuente del streaking como el foco de la transformación, la conversión de la imagen artefactada resulta en una imagen en polares donde los rayos radiales se transforman en rayos verticales (Fig. 7).



Fig. 7. Imagen de la Figura 1 (izquierda) en el dominio polar

Con el fin de automatizar el proceso de selección de origen del artefactado, se ha desarrollado un método para detectar el foco de transformación, usando granulometría.

La granulometría es un término geológico adoptado en el tratamiento de imágenes para referirse a la extracción de conjuntos de elementos que tienen unas propiedades específicas [28]. La estrategia se basa conceptualmente en múltiples tamices que progresivamente filtran diferentes partes de la imagen. En nuestro caso, los tamices serán filtros morfológicos con conocidas propiedades, por lo que el diseño del proceso consiste en encontrar los operadores correctos para extraer las estructuras deseadas de la imagen.

Analíticamente, sea  $B$  una EE convexo y  $r, s$  parámetros escalares que cumplen  $r > s > 0$ . Considerando la apertura de una imagen binaria  $A$  por  $B$  con diferentes tamaños, se deduce que

$$A \circ rB \subseteq A \circ sB \quad (11)$$

Por lo tanto, la granulometría del generador  $B$  es una familia de operadores morfológicos  $\Psi_t^B$  para  $t \geq 1$

$$\Psi_t^B(A) = A \circ tB \quad (12)$$

Es decir, el conjunto de operadores que extraen objetos de la imagen con características deseadas, combinando distintos EE ( $B$ ) y sus tamaños ( $t$ ). Nuestro objetivo es detectar la fuente del streaking, que intuitivamente puede definirse como la intersección de la familia de funciones que describen las líneas del streaking. Por ello, para deducir estas funciones, las líneas de streaking deben ser extraídas. La estrategia para conseguir este propósito se muestra en la Fig. 8.

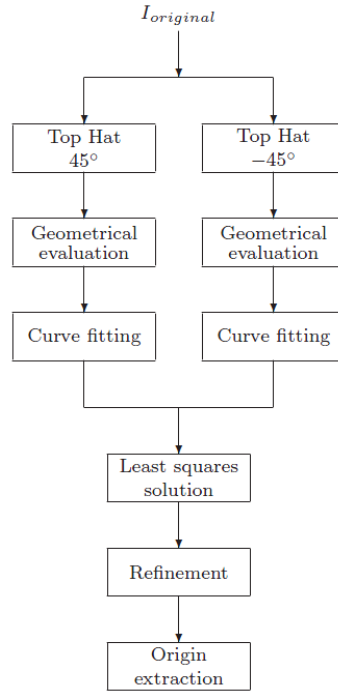


Fig. 8. Diagrama de bloques del método propuesto

Primero, la imagen es umbralizada para extraer los objetos binarios (blobs) susceptibles de ser rayos. A continuación, el top-hat extrae los blobs cuya orientación es casi perpendicular a los EE (orientaciones de  $\pm 45^\circ$ ), es decir, aquellos objetos con orientación cercana a  $135^\circ$  y  $225^\circ$ , respectivamente. El área, la excentricidad y la orientación de todos los blobs resultantes se calcula y se les obliga a cumplir ciertos valores. En definitiva, un blob es considerado una línea si:

- $\text{Área} \geq 20$
- $\text{Excentricidad} \geq 0.96$
- $\text{Orientación} \in \begin{cases} [105^\circ, 165^\circ], & \text{si } \angle_{EE} = 45^\circ \\ [195^\circ, 255^\circ], & \text{si } \angle_{EE} = -45^\circ \end{cases}$

Una vez que estas propiedades geométricas son evaluadas y los blobs son filtrados, se procede al ajuste de las rectas que éstos definen. Se usa un polinomio de grado 1 para ajustar las líneas, llegando a un sistema con más ecuaciones que incógnitas, es decir, un sistema sobredeterminado que puede resolverse fácilmente por el método de mínimos cuadrados.

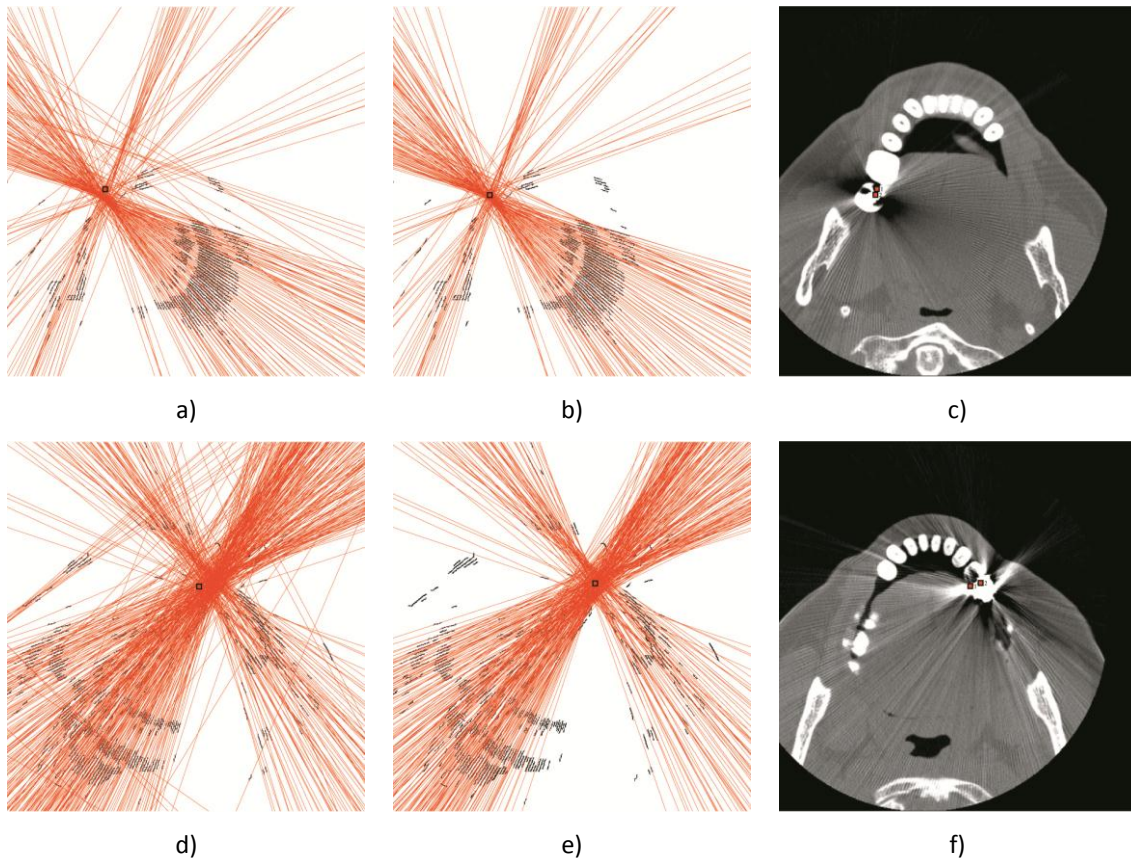
$$y = Ax + b \quad (13)$$

, donde  $A = \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_n \end{pmatrix}$  y  $b = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_n \end{pmatrix}$  son los coeficientes de las expresiones polinómicas de la familia

de  $n$  líneas. Consecuentemente, la solución del sistema denotado por  $Ax = b$  viene dada por mínimos cuadrados

$$\hat{x} = (A^t A)^{-1} A^t b \quad (14)$$

Finalmente, se lleva a cabo un refinamiento de los datos para mejorar la precisión de los resultados. Como la primera aproximación es satisfactoria debido al previo filtrado geométrico, se pueden eliminar los elementos que no pertenezcan a la distribución (outliers) simplemente determinando si la distancia en un eje, fijando la otra coordenada, es mayor que un cierto umbral (es decir, aquellas líneas que están demasiado lejos del centro estimado) y redefiniendo el sistema. Este proceso se hace para ambas coordenadas. La Fig. 9 muestra la primera aproximación obtenida por mínimos cuadrados (primera columna), su refinamiento tras desechar las curvas incorrectas (segunda columna) y la evolución de la estimación sobreimpuesta en la imagen origina (tercera columna.)





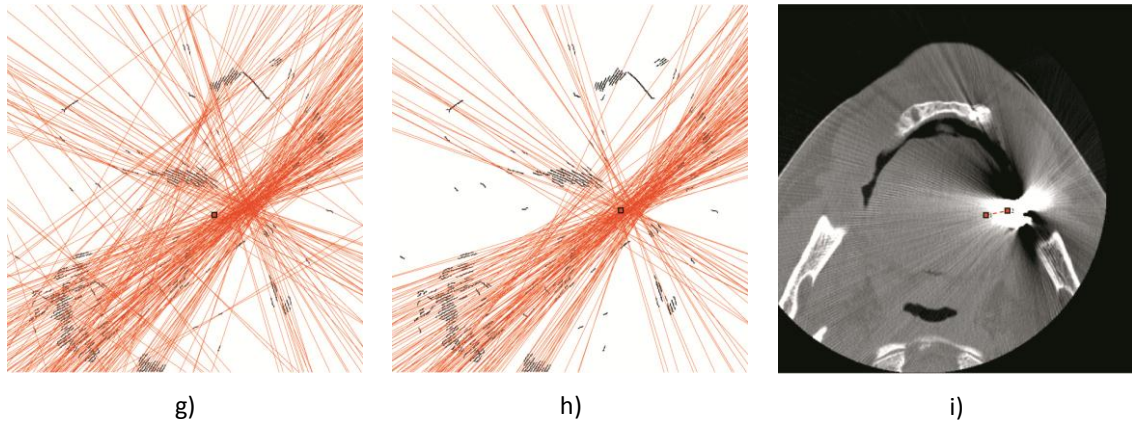
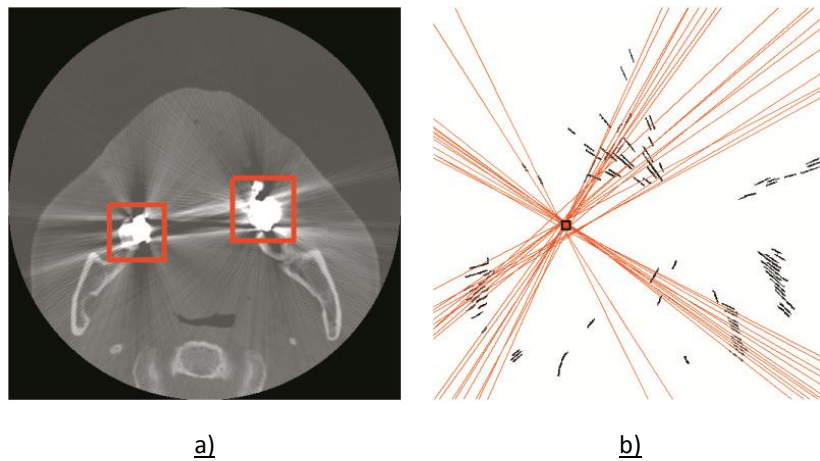


Fig. 9. (a,d,g): Sistema sobredeterminado resultante. (b,e,h): Sistema tras el refinamiento. (c,f,i): Resultados sobre la imagen original

### c. Múltiples objetos metálicos

En aquellas situaciones en que coinciden múltiples fuentes de artefactado debido a la presencia de múltiples objetos metálicos, la intervención humana es requerida para obtener la misma precisión. En estos casos, un contorno (bounding box) debe definirse alrededor de cada fuente. Dicho contorno fija la región de interés de cada sistema de manera que cada origen pueda ser procesado como una única fuente de artefactos. Finalmente, los sistemas se resuelven por mínimos cuadrados. La Fig. 10 muestra los contornos definidos sobre las fuentes del artefacto, su posterior análisis de manera independiente y el resultado final sobrepuesto en la imagen original.



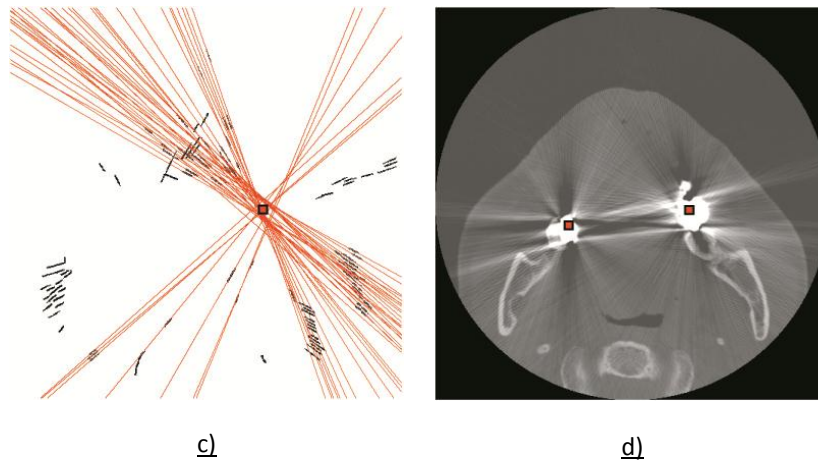


Fig. 10. (a): Contornos definidos sobre los orígenes. (b,c): Sistemas sobredeterminados resultantes para ambos orígenes. (d): Resultados sobre la imagen original

#### d. Algoritmo global

La Fig. 11 muestra un esquema del método.

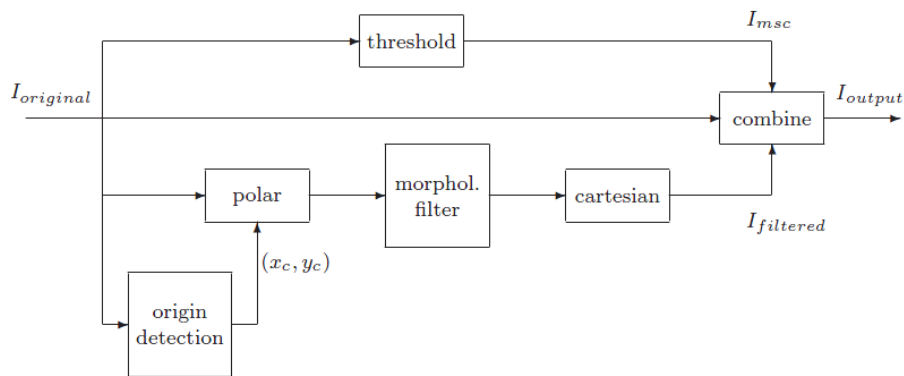


Fig. 11. Diagrama de bloques del método de reducción de artefactos propuesto

En resumen, la imagen original es convertida del dominio cartesiano al polar. Tras esto, la imagen polar es filtrada usando un filtro morfológico ( $I_{filtered}$ ). Por otra parte, la imagen original es segmentada para detectar las cavidades ( $I_{original} < T$ ) usando un umbral simple. El bloque de umbralización genera una máscara ( $I_{msc}$ ) donde los píxeles correspondientes a las cavidades son activados. Las cavidades también presentan artefactos pero debido a sus bajas densidades son fácilmente reconstruibles, por lo que se preservan de los efectos del filtro para que no se vean emborronadas. La imagen de salida se obtiene combinando la imagen original y las filtradas.

$$I_{output} = I_{original} \times I_{msc} + I_{filtered} \times (1 - I_{msc}) \quad (15)$$

En el caso de múltiples objetos metálicos, el método consiste en llevar a cabo el proceso de filtrado para cada fuente de artefacto. Es decir, llevando a cabo distintas transformaciones (una para

cada origen), filtros y transformando de nuevo las imágenes al dominio cartesiano. Finalmente, la imagen filtrada ( $I_{filtered}$ ) se calcula como la media de todas las imágenes filtradas.

## II.2. Segmentación de tejidos mandibulares

El método propuesto intenta reconstruir los tejidos mandibulares a partir de un conjunto de secciones cruzadas (SC) que son definidas perpendicularmente al plano de la arcada dental. La mandíbula se divide en 5 áreas según las estructuras presentes en ellas. El método escanea la mandíbula corte a corte. El algoritmo estima a qué área pertenece cada SC e intenta segmentar los tejidos presentes (sección c) Los tejidos duros (hueso cortical y dientes) se segmentan por umbralización en el dominio Hounsfield. El hueso esponjoso se define como al área interior del hueso cortical que no se considera nervio. El nervio se segmenta mediante el algoritmo de extracción de objetos de conectividad difusa (FCOE), por lo que es necesario conocer al menos la posición de un píxel perteneciente a este tejido para que actúe como semilla (sección b). Para obtener estas semillas se construye una proyección pseudo-ortopantomográfica (PPO) (sección a), donde se observa una visión más amplia del nervio. Es esta vista, el nervio se ajusta por medio de un polinomio de grado 2, dado que el nervio describe una trayectoria casi cuadrática en su paso por la mandíbula, por lo que se puede obtener una semilla para las SC necesarias. Estas proyecciones también permiten conocer aquellas SC donde la segmentación tiene mayor probabilidad de error. En estos casos, y en aquéllos en los que se realiza la segmentación de manera errónea, sólo se segmentan los tejidos duros, y el nervio (y el hueso trabecular) son predichos más tarde usando una técnica de interpolación basada en descriptores de Fourier (sección d). Cuando todas las SC han sido segmentadas, el volumen 3D de los tejidos se reconstruye por medio del algoritmo de marching cubes (sección e).

### a. Adquisición y disposición de los datos

Los TACs con los que se ha trabajado fueron obtenidos mediante los tomógrafos GE Medical Systems HiSpeed QXi and Philips Medical Systems CT Aura. Los estudios están formados por cortes de  $512 \times 512$  píxeles separados  $1 \text{ mm}$ , con resoluciones de  $\Delta x = \Delta y = 0.26 \text{ mm}$  y  $\Delta z = 1 \text{ mm}$ . El número de cortes varía en cada paciente. Para reformatear los datos, se usó el software Implametric (3Dent©, España), un sistema de planificación implantológica que permite definir la arcada dental en vistas transversales (Fig. 12.a). De todas maneras, hay un gran número de aplicaciones comerciales que permiten llevar a cabo esta tarea. Además, la parábola de la arcada dental también puede ser estimada mediante morfología [17]. El conjunto de SC, denotado por  $\Omega_N$  consiste en una serie de N SC definidas ortogonalmente al plano de la arcada dental y equiespaciadas  $0.20 \text{ mm}$ .

$$\Omega_N = \{sección_1, sección_2, \dots, sección_N\} \quad (16)$$

Por ejemplo, la Fig. 12.a muestra la mandíbula de un sujeto cuya arcada dental mide  $192.1 \text{ mm}$ . Consecuentemente, los conjuntos de SC de ambas hemimandíbulas están formadas por 480 SC. La SC número 233 ( $\Omega_{233}^{480}$ ) se muestra en la Fig. 12.b.

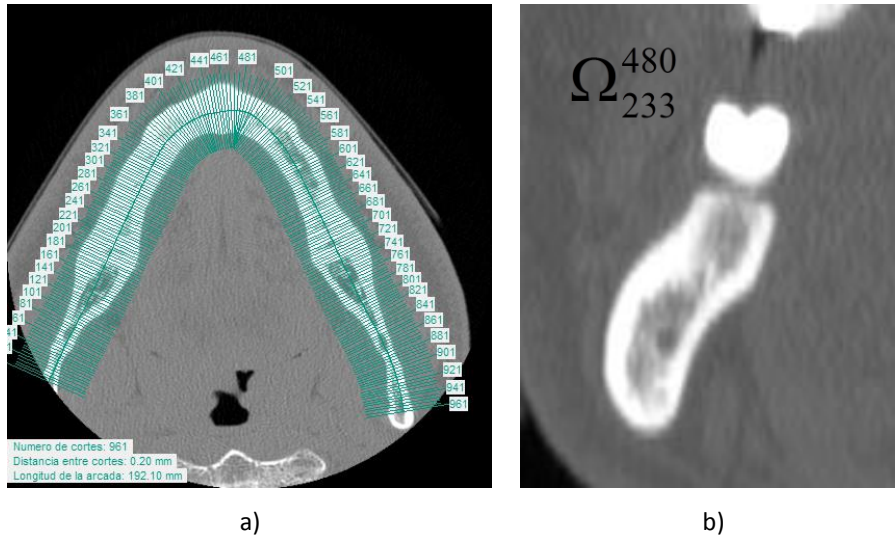


Fig. 12. a) Corte axial en el que se ha definido la arcada dental. b) Ejemplo de SC

En relación al tamaño de las SC, la anchura (eje x en el sistema de coordenadas de la Fig. 13) es 153 píxeles y la altura (eje y) depende del número de cortes del TAC.

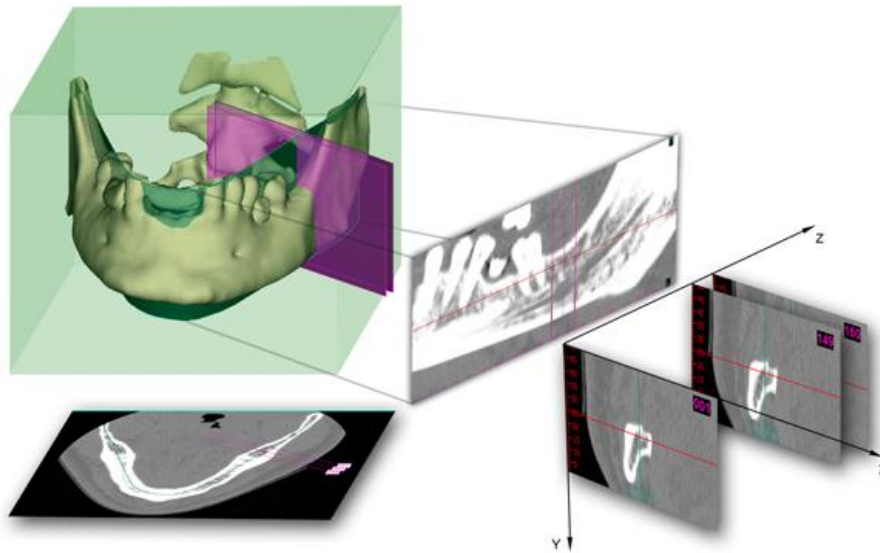


Fig. 13. Adquisición de SC y PPO a partir del volumen de un TAC

La PPO, denotada como  $\Gamma_n$ , se obtiene a partir de la mitad de la arcada dental que corresponde a la hemimandíbula bajo estudio. La PPO se construye concatenando la  $n$ -ésima columna de todas las  $N$  SC del conjunto  $\Omega_N$  de la siguiente manera:

$$\Gamma^n(:,i) = \Omega_N^i(:,n) \quad (17)$$

Donde  $i$  varía de 1 a  $N$ . Consecuentemente la anchura de las PPO es  $N$  píxeles y la altura es la altura de las SC (Fig. 14).

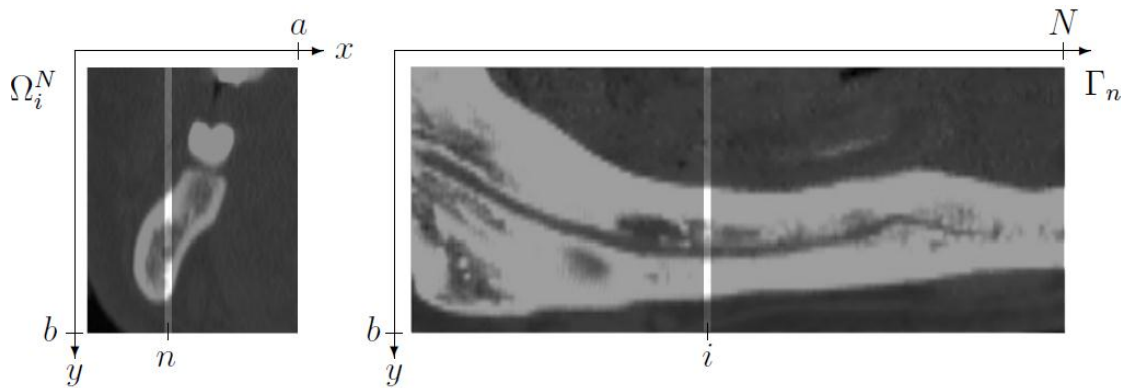


Fig. 14. Construcción de PPO a partir de SC

Dado que la extensión del nervio no cubre toda la hemimandíbula, existen SC en las que el canal no está presente, como en la barbilla. Por lo tanto, es necesario conocer las estructuras existentes y que deben ser segmentadas en cada SC. Para conseguir esta tarea, el escenario de la boca se divide en diferentes áreas (Fig. 15). El NAI sólo está presente en las áreas 2, 3 y 4.

- Área 1: Desde el borde de la rama al foramen mandibular: esta sección incluye el área desde el inicio de la mandíbula hasta el foramen. Sólo contiene hueso cortical y trabecular.
- Área 2: Foramen mandibular: el NAI entra en la mandíbula vía el foramen mandibular y la recorre a lo largo del cuerpo de la mandíbula.
- Área 3: Cuerpo: esta sección incluye parte de la rama, el ángulo y el cuerpo de la mandíbula, donde el nervio está envuelto en el canal.
- Área 4: Foramen mental: el nervio escapa de la mandíbula por el foramen mental, a la altura del segundo premolar.
- Área 5: Sínfisis mandibular: la mitad del área mentoniana.

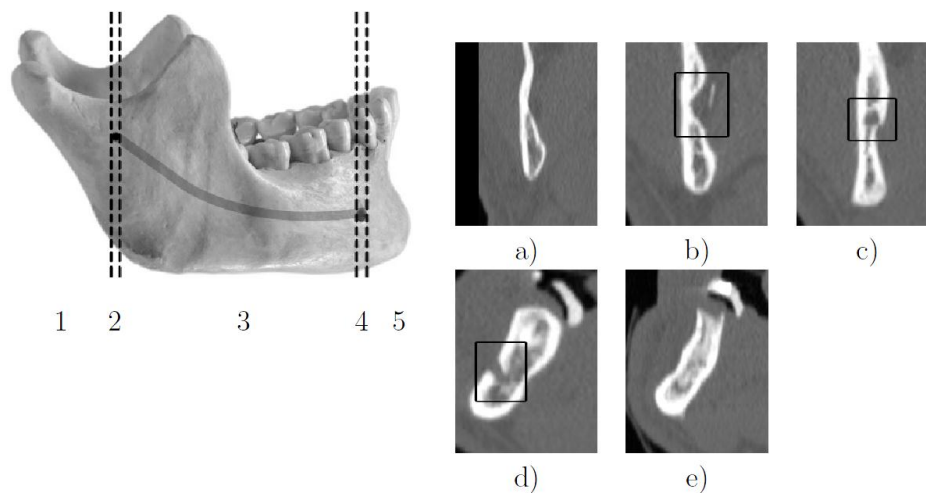


Fig. 15. División de la hemimandíbula. Ejemplos de a) área 1; b) área 2; c) área 3; d) área 4; e) área 5.

Como las SC son procesadas secuencialmente dependiendo del área a la que pertenezcan, es importante definir un algoritmo robusto para determinar el cambio de área (dónde un área acaba y empieza la siguiente). El algoritmo desarrollado está basado en la entrada y salida del canal en ambos forámenes para determinar estos cambios de áreas. Por ello, la atención se centra en estas aperturas. Un máscara se define para estimar la elipse que encierra la forma 2D de la sección de hueso cortical en las SC. El eje mayor se calcula y se definen las regiones  $\alpha$  y  $\beta$ , como las regiones superior-derecha e inferior-izquierda, respectivamente (Fig. 16).

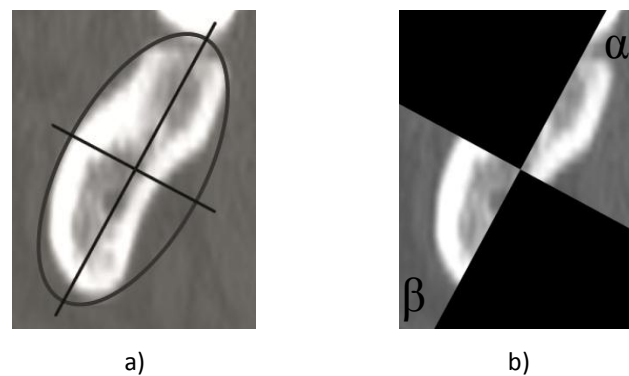


Fig. 16. a) Estimación de la elipse que encierra a la superficie. b) Definición de la máscara

Específicamente, el algoritmo evalúa la rotura y la recuperación de la sección de hueso cortical. De esta manera, procesando el área 1, si una rotura se detecta, en la región  $\alpha$  significa la entrada del conjunto alveolar en la mandíbula y por consiguiente en paso a área 2. A su vez, procesando el área 2, si una recuperación es detectada en  $\alpha$  significa que el canal ha entrado completamente en la mandíbula y por tanto el paso a área 3. De manera homóloga, del área 3 en adelante, el algoritmo evalúa la región  $\beta$ . Procesando el área 3, un corte en el hueso cortical indica el paso a área 4 y procesando este área, una recuperación, implica el paso a área 5.

*b. Fundamentos de la teoría de la conectividad difusa*

La conectividad difusa es una metodología basada en la teoría de conjuntos difusos. El algoritmo empieza en una semilla y evalúa la afinidad entre ésta y todos los píxeles de la imagen [23,24]. De esta manera el algoritmo calcula el mapa de conectividad de la imagen, donde a cada pixel se le asigna un valor que representa la afinidad entre dicho píxel y la semilla. Consecuentemente, es intuitivo definir un objeto como aquellos píxeles cuya conectividad es mayor que un cierto umbral.

La afinidad describe la similitud entre dos píxeles y representa la fuerza de la conexión entre ellas. Por ello, la afinidad se basa en la adyacencia entre los píxeles y en la similitud de sus intensidades. La adyacencia representa la contigüidad entre píxeles. Para este estudio se ha considerado la adyacencia a 4, que se define para los píxeles  $c_i$  y  $d_i$  como

$$\mu_\alpha(c, d) = \begin{cases} 1, & \text{si } \sqrt{\sum_i (c_i - d_i)^2} \leq 1 \\ 0, & \text{resto} \end{cases} \quad (18)$$

Analíticamente, la afinidad puede ser expresada como

$$\mu_\kappa(c, d) = h(\mu_\alpha(c, d), f(c), f(d), c, d) \quad (19)$$

Es decir, la afinidad entre píxeles depende de su adyacencia, su posición y de alguna función de estos dos parámetros. De acuerdo con la teoría de conectividad difusa, además de la adyacencia, la afinidad debería consistir en dos componentes: una basada en alguna característica del objeto y una basada en la homogeneidad. Ambas componentes deben ser consideradas en el diseño de la afinidad, aunque en algunas aplicaciones se obtienen mejores resultados al considerar una sola. Por lo tanto, es posible diseñar una gran variedad de funciones para componente por separado, y entonces combinarlas para obtener la relación deseada óptima para la aplicación bajo estudio. Es posible redefinir la afinidad como

$$\mu_\kappa(c, d) = \mu_\alpha(c, d)g(\mu_\psi(c, d), \mu_\phi(c, d)) \quad (20)$$

,donde  $\mu_\psi$  y  $\mu_\phi$  representan la componente basada en la homogeneidad y la componente basada en alguna característica del objeto, respectivamente. Definiendo  $g$ ,  $\mu_\psi$  y  $\mu_\phi$  es posible generar una familia de afinidad para cada relación difusa  $\kappa$ ,  $\mu_\kappa$ . El mejor funcionamiento en la segmentación de tejidos mandibulares se da para la configuración de la Tabla 1, donde  $M$  y  $\sigma$  son la media y la desviación típica, y los subíndices o y h se refieren a las intensidades y a las diferencias de las intensidades (respectivamente) de las regiones del hueso cortical y canal.

---


$$\mu_\kappa = \mu_\alpha \left( \left( 1 - \min\left(\mu_\psi, \frac{1}{2}\mu_\phi\right) \right) \mu_\phi + \min\left(\mu_\psi, \frac{1}{2}\mu_\phi\right) \mu_\psi \right)$$


---

$$\mu_{\Psi} = \begin{cases} 1 & , si 0 \leq |f(c) - f(d)| \leq a_{1\Psi} \\ \frac{a_{2\Psi} - |f(c) - f(d)|}{a_{2\Psi} - a_{1\Psi}} & , si a_{1\Psi} \leq |f(c) - f(d)| \leq a_{2\Psi} \\ 0 & , si |f(c) - f(d)| > a_{2\Psi} \end{cases}$$

$$\mu_{\Phi} = e^{-\frac{(\frac{f(c)+f(d)}{2} - m_o)^2}{2k_o^2}}, k_o > 0$$

Tabla 1. Configuración de los componentes de la afinidad

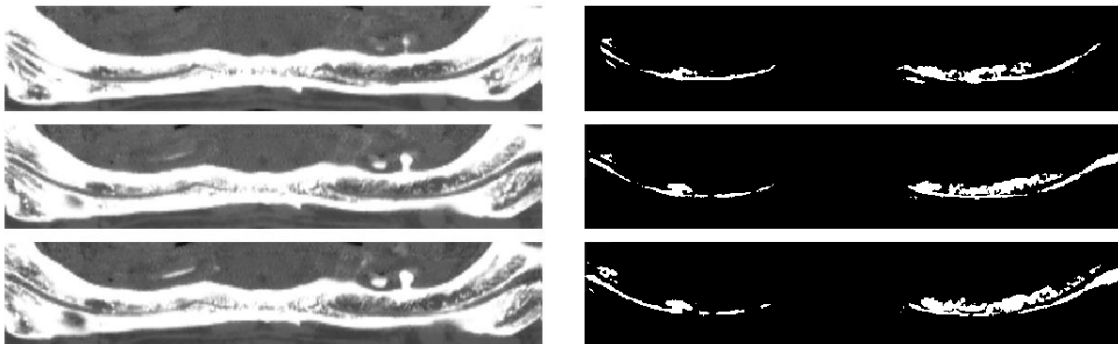
Todos los parámetros se describen en la Tabla 2.

$$\mu_{\Psi} \quad a_{\Psi} = M_h + t\sigma_h, a_{1\Psi} = 0, a_{2\Psi} = M_h + t\sigma_h, k_{\Psi} = M_h + t\sigma_h$$

$$\mu_{\Phi} \quad m_o = M_o, a_o = t\sigma_o, a_{1o} = 0, a_{2o} = t\sigma_o, k_o = t\sigma_o$$

Tabla 2. Descripción de los parámetros

Como se ha mencionado anteriormente, el FCOE empieza en una semilla, que es un píxel que pertenece al objeto, y computa la afinidad de cada píxel de la imagen con esa semilla. Por ello, la correcta estimación de la semilla es crítica dado que una mala semilla lleva a una mala segmentación. Para solucionar este problema se utiliza la máxima información disponible en el TAC. Nuestro enfoque se basa en el hecho de que la trayectoria del nervio en la mandíbula describe una curva pseudo-cuadrática en el plano de la arcada. Consecuentemente nuestro objetivo es ajustar esa trayectoria usando un polinomio para obtener la ecuación que nos proporcione cualquier punto que pertenezca a ella y, por tanto, al nervio. Para llevar a cabo el ajuste el nervio debe aislarse tanto como sea posible. Dado que las PPO están separadas 0.26mm, el nervio puede apreciarse en varias proyecciones consecutivas. Para aislarlo, se umbralizan 3 PPO consecutivas que contienen al nervio y se multiplican. El NAI tiene valores de densidad entre 0 y 300 HU en todos nuestros estudios experimentales, por lo que es posible llevar a cabo una segmentación tosca. La Fig. 17.a muestra ejemplos de PPO consecutivas denotadas por  $(\Gamma^{i-1}, \Gamma^i, \Gamma^{i+1})$  y la Fig. 17.b muestra las imágenes resultantes tras umbralizar, denotadas por  $(\Gamma_{th}^{i-1}, \Gamma_{th}^i, \Gamma_{th}^{i+1})$





a) b)

Fig. 17. a) PPO consecutivas que contienen al NAI; b) interior del hueso cortical de las mismas PPO tras umbralizar

Las áreas comunes en PPO adyacentes, como el nervio y algunos tejidos esponjosos, permanecen tras multiplicarlas (Fig. 18).

$$\Gamma_{th}^i = \{\mathbf{x} | \Gamma^i(\mathbf{x}) > 0 \text{ HU}\} \cap \{\mathbf{x} | \Gamma^i(\mathbf{x}) < 300 \text{ HU}\} \quad (21)$$

$$\Gamma = \Gamma_{th}^{i-1} \cap \Gamma_{th}^i \cap \Gamma_{th}^{i+1} \quad (22)$$

Para mejorar el aislamiento, se aplica el top-hat [29] en la imagen resultante. Todos los elementos de la imagen que pueden ser incluidos en un EE vertical de tamaño 10 píxeles (2.6 mm), es decir, el nervio [12,30] son extraídos. Analíticamente,

$$\gamma_B = \Gamma \circ B = \cup \{(B)_z | (B)_z \subseteq \Gamma\} \quad (23)$$

$$\overline{\gamma_B} = \Gamma \setminus \gamma_B = \{\mathbf{x} \in \Gamma | \mathbf{x} \notin \gamma_B\} \quad (24)$$

, donde  $B$  es el EE y  $B_z$  denota su traspuesto. El top-hat está denotado por el guiñon superior.



Fig. 18. a) Operación AND de 3 PPO consecutivas; b) Conjunto de inliers de una distribución cuadrática filtrados mediante RANSAC

Puesto que los objetos residuales pueden ser considerados un conjunto de puntos, los outliers de la distribución matemática cuadrática pueden ser descartados por medio del algoritmo RANSAC [31]. Los puntos restantes (Fig. 18.b) son considerados inliers y se asume que son parte del nervio, por lo que pueden ser aproximados por un polinomio cuadrático. Estos puntos constituyen un sistema con muchas más ecuaciones que incógnita, es decir, un sistema sobredeterminado que puede ser fácilmente resuelto por mínimos cuadrados. La Fig. 19 muestra un ejemplo de una curva estimada sobreimpuesta en su correspondiente PPO. Las coordenadas de los puntos que constituyen la curva se usan como semillas del método de segmentación.

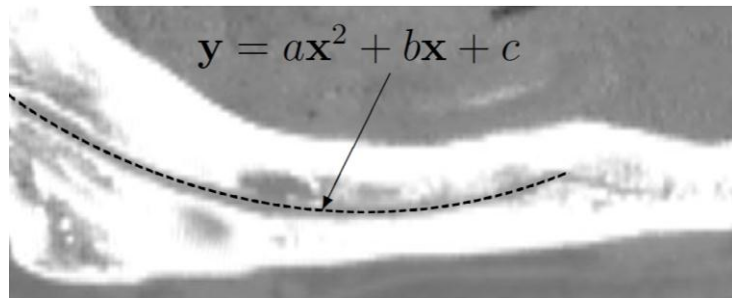


Fig. 19. Curva que aproxima el nervio en una PPO

Sin embargo, en las áreas donde el NAI no es distinguible, el FCOE no es capaz de delimitar el nervio. En estos casos, el algoritmo encuentra caminos para salir de la estructura y clasifica áreas del hueso trabecular como nervio. Con las PPO es posible detectar a priori aquellas SC donde el FCOE tiene mayores posibilidades de error. Para ello se deben solapar las mismas PPO consecutivas que contienen al nervio con una operación OR para obtener el peor caso (Fig. 20.a).

$$\Gamma_{wc} = \Gamma_{th}^{i-1} \cup \Gamma_{th}^i \cup \Gamma_{th}^{i+1} \quad (25)$$

A continuación se lleva a cabo la misma operación top-hat y la imagen resultante muestra aquellas SC que son aptas para el FCOE (Fig. 20.b). En el resto de SC sólo los tejidos duros se segmentan. Dado que el nervio no puede ser segmentado, es predicho más tarde.



Fig. 20. a) Operación OR de 3 PPO consecutivas; b) SC donde puede aplicarse el FCOE

### c. Análisis y procesado

Como se ha comentado, cada SC  $\Omega_i$  se analiza y procesa de acuerdo a la región a la cual pertenece, y los tejidos presentes en ellas se segmentan si es posible. En aquellos SC donde el nervio está presente pero no se distingue, se predice más adelante. Una vez todo el conjunto se ha procesado, los distintos tejidos se reconstruyen y se obtiene el volumen 3D. El algoritmo se ha dividido en 3 pasos fundamentales: tejidos duros, nervio y núcleo trabecular (Fig. 21).

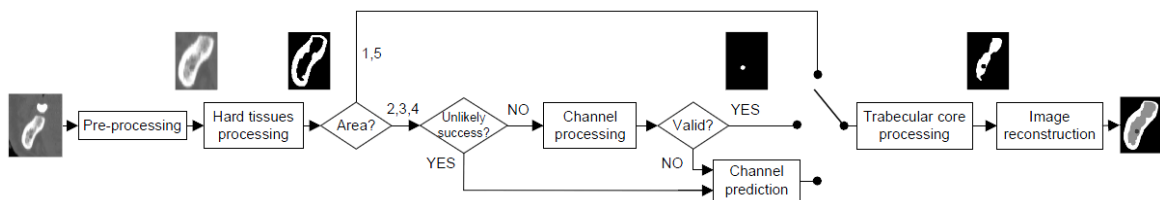


Fig. 21. Diagrama de bloques del algoritmo de procesado

Todos los bloques se explican en sus respectivas subsecciones.

Para mejorar el coste computacional del algoritmo, sólo se considera una región de interés (ROI) de cada SC. La ROI se calcula como el área que ocupan los tejidos duros más un margen de seguridad. Esta tarea se lleva a cabo en el preprocesado (Fig. 21). Dependiendo del área a la que pertenece la SC, ésta se procesa de distintas maneras. Si pertenece a un área donde el canal no está presente (áreas 1 y 5), el canal no se calcula y el hueso trabecular se define como el interior del hueso cortical. Si la SC pertenece a un área donde está presente el canal (áreas 2, 3 y 4), éste es debidamente definido. Si la SC tiene alta probabilidad de fallo, el NAI se predice. Si la segmentación es plausible, el NAI es definido mediante el FCOE. Si la estructura resultante cumple

una determinadas propiedades se considera un canal válido. De lo contrario, también se predice. Finalmente, la trabécula se defina como el interior del hueso cortical que no se considera NAI (Fig. 22).

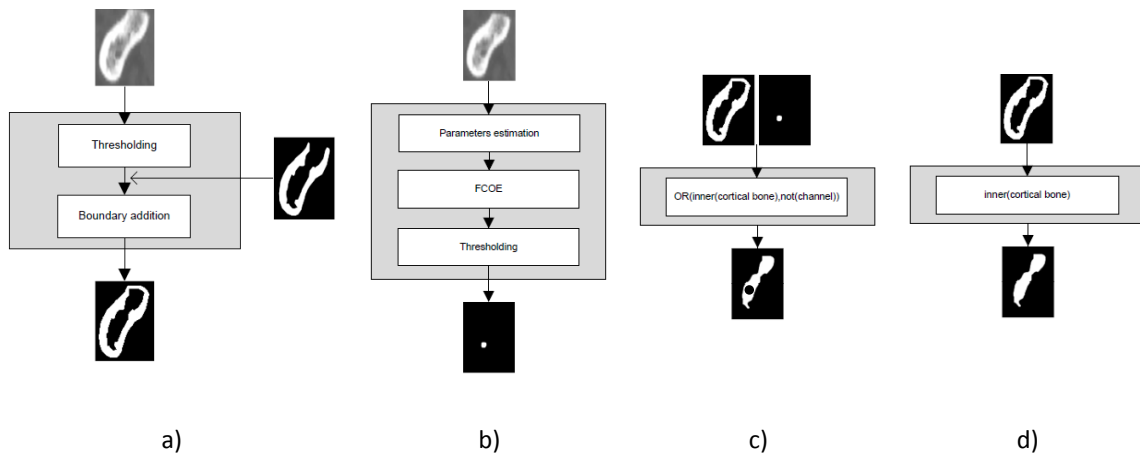


Fig. 22. Diagrama de bloques del procesamiento de a) Tejidos duros; b) NAI; c) y d) núcleo trabecular

- Tejidos duros

Los tejidos duros se definen directamente umbralizando en el dominio Hounsfield. Se han obtenido peores resultados y con mayor coste computacional con otros métodos de segmentación. Los resultados experimentales muestran que el hueso cortical y los dientes tienen valores de densidad aproximados de +800 HU, pero este valor varía dependiendo de la anatomía del paciente y de la configuración del TAC. En estos casos, el parámetro puede ser ajustado. Para ser coherente con la anatomía real de la mandíbula, se cierran todas las SC con una capa de hueso cortical (Fig. 22.a). Esta operación se lleva a cabo superponiendo un contorno de hueso cortical a la estructura detectada por medio de operaciones morfológicas. En particular, se calcula el cierre de la estructura, se erosiona con un EE unitario (círculo de radio 1 píxel) y se calcula el residuo de las anteriores operaciones:

- Estimación de la forma de la mandíbula en la SC  $\rightarrow I_{seccion} = \varphi(I_{tejidos\ duros})$
- Estimación del contorno  $\rightarrow I_{contorno} = I_{seccion} - \varepsilon(I_{tejidos\ duros})$
- Adición del contorno  $\rightarrow I_{tejidos\ duros} = I_{tejidos\ duros} + I_{contorno}$

, la expresión  $\varepsilon(x)$  representa la erosión morfológica de la imagen  $x$ .

- Nervio

Antes que nada, se analiza una vecindad de la semilla para obtener los parámetros necesarios para el FCOE. El algoritmo estima el mapa de conectividad de este tejido, que se umbraliza y transforma en una imagen binaria (Fig. 22.b). Tras esto, se analiza el blob resultante y se fuerza a cumplir algunos requerimientos [12,30] para que pueda ser considerado canal:



$$Z_t[k] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} z[n] e^{-j(2\pi/N)kn} \quad (26)$$

, donde  $t$  identifica las SC y  $N$  es la mínima potencia de 2 mayor que el máximo número de puntos de ambos SC límite.

Dado que el nervio describe una trayectoria casi cuadrática, el primer descriptor de Fourier (para  $k=0$ ), que representa el centro de masas de la forma, se predice por medio de un polinomio cuadrático. El resto de los coeficientes se estiman como

$$Z_t[k] = \left(1 - \frac{t}{T}\right) Z_m[k] + \frac{t}{T} Z_n[k] \quad (27)$$

Técnicas no lineales llevarían a aceleraciones no deseadas en la transformación de la forma. Tras la estimación, los descriptores de alta frecuencia se filtran para adquirir un contorno más suave. Los resultados experimentales muestran que los descriptores significantes ocupan frecuencias normalizadas más bajas a 0.05. Finalmente, los puntos del contorno de cada SC puede recuperarse sencillamente aplicando la inversa de la transformada de Fourier (Fig. 24).

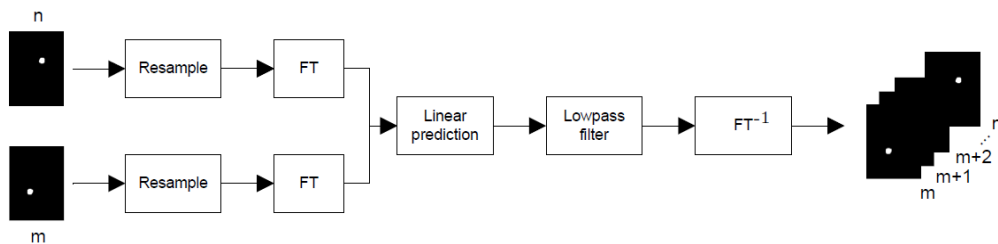


Fig. 24. Diagrama de bloques del relleno de huecos

La Fig. 25 muestra la evolución del contorno desde la forma inicial (primera imagen) hasta la final (última imagen). En esta transformación se han estimado 13 SC intermedias.

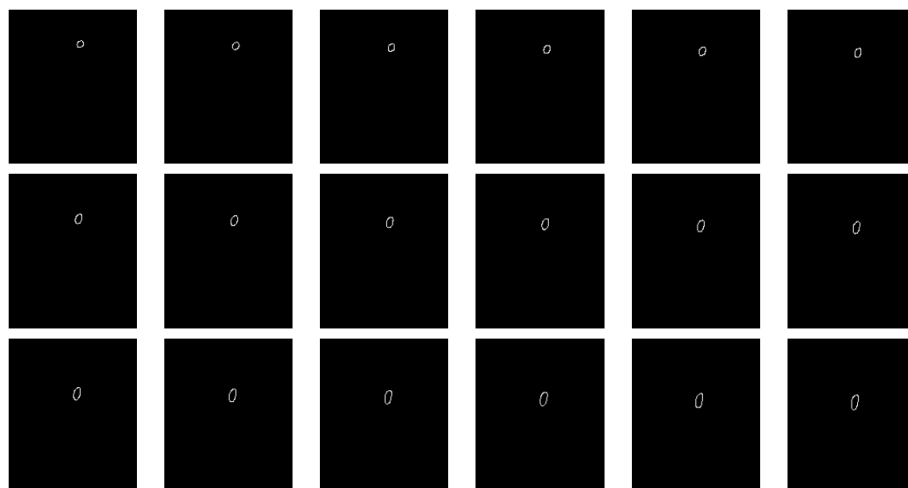


Fig. 25. Predicción de formas intermedias mediante descriptores de Fourier

### *e. Reconstrucción 3D*

Para formar el volumen 3D de los tejidos segmentados se usa el algoritmo de marching cubes [34]. El algoritmo empareja SC adyacentes, y va cogiendo cuadrados de 4 píxeles en ambos SC formando las caras laterales de cubos virtuales. A continuación asigna una posible isosuperficie (de las 256 preestablecidas) a dicho cubo y va formando el volumen 3D total (Fig. 26).



Fig. 26. Volumen 3D reconstruido del NAI (arriba izquierda), núcleo trabecular (arriba derecha) y tejidos duros (abajo) a partir de SC segmentadas

## **III. Resultados**

### *III.1. Reducción de artefactos metálicos*

Cabe recordar que el objetivo del método propuesto es la reducción de los artefactos metálicos para facilitar la reconstrucción 3D de la anatomía ósea de los pacientes. Dicha reconstrucción se realiza a partir de imágenes binarias umbralizadas de dichos cortes, en las que los píxeles activos indican hueso y los inactivos, cavidad. Para estudiar el funcionamiento del método propuesto, se ha ideado una estrategia que consiste en someter a un conjunto de cortes axiales al algoritmo propuesto y comparar las imágenes resultantes, una vez umbralizadas, con la imagen correspondiente segmentada por especialistas. Los especialistas marcaron manualmente los tejidos duros (hueso cortical y dientes, puesto que son estas estructuras las que definen la reconstrucción 3D), lo que constituye el groundtruth set. Se espera, por tanto, que las imágenes procesadas tengan mayor parecido al conjunto segmentado por los especialistas, que dichas imágenes sin procesar.

El conjunto de test está formado por 52 cortes provenientes de 20 TACs correspondientes a pacientes distintos, obtenidos con los tomógrafos GE Medical Systems HiSpeed QXi y Philips Medical System CT Aura. Dicho test ha sido segmentado manualmente por un grupo de 5 expertos (odontólogos estudiantes del máster de implantología), constituyendo el conjunto de groundtruth.

Para la configuración óptima del algoritmo, se deben elegir el filtro y el tamaño del EE que mejores resultados proporcione. Para estimar esta configuración, se han realizado tests con los distintos filtros y con distintos tamaños de EE.

Los conjuntos de imágenes se han comparado por medio del índice de Jaccard (JI) y el coeficiente de Dice (DC) (Anexo I). Las cavidades han sido segmentadas usando un parámetro de umbralización  $T=500$  HU en todo el proceso.

*a. Selección de los filtros*

Se han evaluado los distintos filtros con el conjunto de test fijando el tamaño del EE a  $\lambda = 9$  (Tabla 3).

Tipo de filtro	Mejora JI	Mejora DC
$OC_{\lambda}$	0.1617	0.1074
$CO_{\lambda}$	0.1608	0.1067
$ASFO_{\lambda}$	0.1674	0.1131
$ASFC_{\lambda}$	0.1893	0.1146
$COA_{\lambda}$	0.1927	0.1159

Tabla 3. Mejoras medias obtenidas con los distintos filtros.

*b. Selección del tamaño del EE*

De la misma manera se han testado distintos tamaños de EE fijando el filtro  $COA_{\lambda}$ , tanto fijos como variables.

Tipo de filtro	Mejora JI	Mejora DC
$\lambda = 5$	0.1920	0.0995
$\lambda = 15$	0.1933	0.1266
$\lambda = 25$	0.2018	0.1345
$\lambda_{\min} = 3$ a $\lambda_{\max} = 15$	0.2401	0.1770
$\lambda_{\min} = 3$ a $\lambda_{\max} = 25$	0.2649	0.1956

Tabla 4. Mejoras medias obtenidas con los distintos tamaños.

*c. Evaluación del algoritmo*

Como puede deducirse de las tablas anteriores la configuración óptima del algoritmo se tiene para el filtro  $COA_{\lambda}$  con  $\lambda$  variable desde 3 a 25. Con estos valores, se evaluó el método tanto para casos de un único objeto metálico como para casos con múltiples objetos metálicos.

Fuentes de artefactado	Mejora JI	Mejora DC
Única	0.2649	0.1956
Múltiple	0.1966	0.1747

Tabla 5. Mejoras medias obtenidas con el método.

Los resultados para los casos de única y múltiple fuente de artefactado pueden observarse gráficamente en la Fig. 27 y Fig. 28, respectivamente.

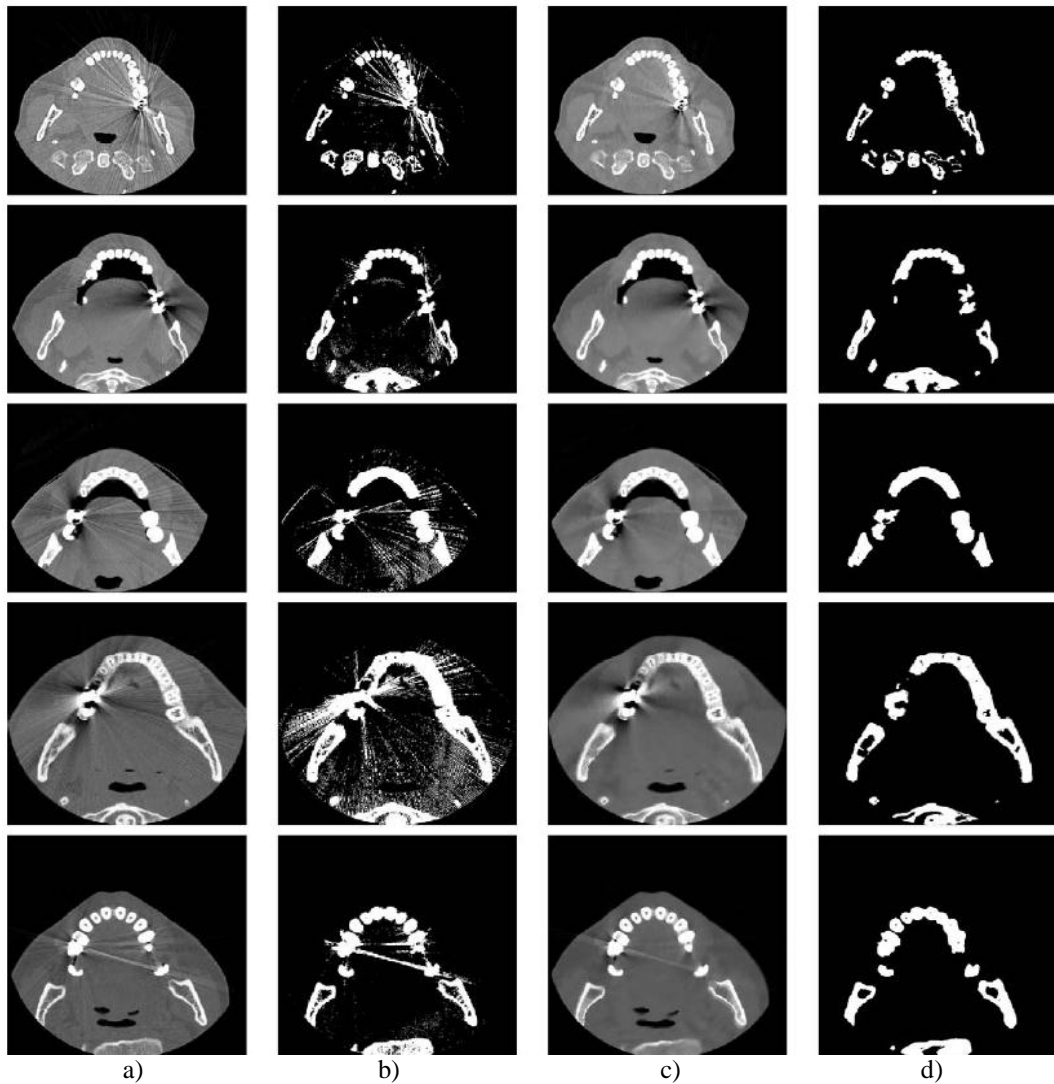


Fig. 27. (a): Imágenes originales. (b): Imágenes originales umbralizadas. (c): Imágenes procesadas. (d): Imágenes procesadas umbralizadas.

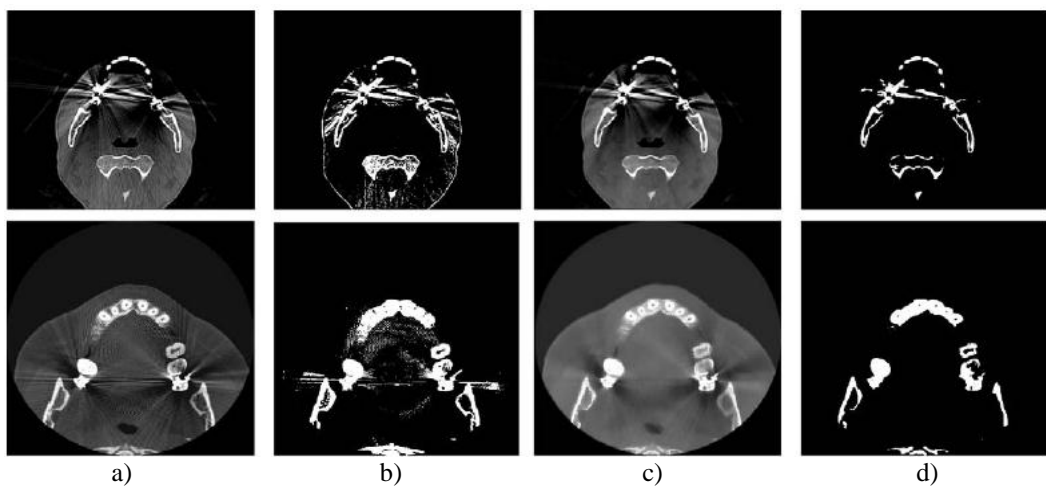


Fig. 28. (a): Imágenes originales. (b): Imágenes originales umbralizadas. (c): Imágenes procesadas. (d): Imágenes procesadas umbralizadas.



### III.2. Segmentación de tejidos mandibulares

Para evaluar la precisión obtenida en el proceso de segmentación se han considerado 20 TACs de 20 pacientes distintos. Un grupo de 5 expertos (dentistas y cirujanos) segmentaron manualmente el NAI en 20 hemimandíbulas para constituir el conjunto de groundtruth. Las hemimandíbulas constan de 404 a 483 SC, por lo que los expertos segmentaron cerca de 9000 SC, lo cual es una tarea extremadamente pesada. Gracias a esto, esta tarea nos permite evaluar analíticamente los resultados del proceso de segmentación usando 4 indicadores de similaridad (Anexo I) comparando las SC segmentadas por el método propuesto con las del groundtruth. Los indicadores usados fueron el índice de Jaccard, el coeficiente de Dice y las distancias punto a punto (PPD) y punto a curva (PCD) (Tabla 6).

	JJ	DC	PPD	PCD
1	0.7300	0.8396	0.1327 mm	0.1587 mm
2	0.7414	0.8457	0.1294 mm	0.1449 mm
3	0.7426	0.8453	0.1106 mm	0.1256 mm
4	0.7480	0.8517	0.1312 mm	0.1577 mm
5	0.7475	0.8488	0.1288 mm	0.1448 mm
6	0.662	0.8648	0.1884 mm	0.2042 mm
7	0.7224	0.8340	0.1410 mm	0.1564 mm
8	0.7470	0.8487	0.1133 mm	0.1290 mm
9	0.7163	0.8114	0.1508 mm	0.1668 mm
10	0.7443	0.8518	0.1340 mm	0.1501 mm
11	0.7440	0.8469	0.1463 mm	0.1684 mm
12	0.7478	0.8552	0.1380 mm	0.1544 mm
13	0.7437	0.8440	0.1403 mm	0.1600 mm
14	0.7492	0.8590	0.1227 mm	0.1484 mm
15	0.7346	0.8476	0.1433 mm	0.1586 mm
16	0.7353	0.8291	0.1460 mm	0.1618 mm
17	0.6552	0.7955	0.1909 mm	0.2172 mm
18	0.6571	0.7978	0.1913 mm	0.2177 mm
19	0.7287	0.8435	0.1441 mm	0.1603 mm
20	0.7191	0.8321	0.1559 mm	0.1714 mm
Media	0.7259	0.8396	0.1440 mm	0.1628 mm
Desviación típica	0.0308	0.0187	0.0230 mm	0.0246 mm

Tabla 6. Valores medios de los 20 TAC bajo estudio y media y desviación típica de todos ellos para cada indicador

La Fig. 29 muestra dos casos segmentados y reconstruidos. Los tejidos duros, el hueso trabecular y el NAI se han posicionado con la misma orientación para facilitar su interpretación.

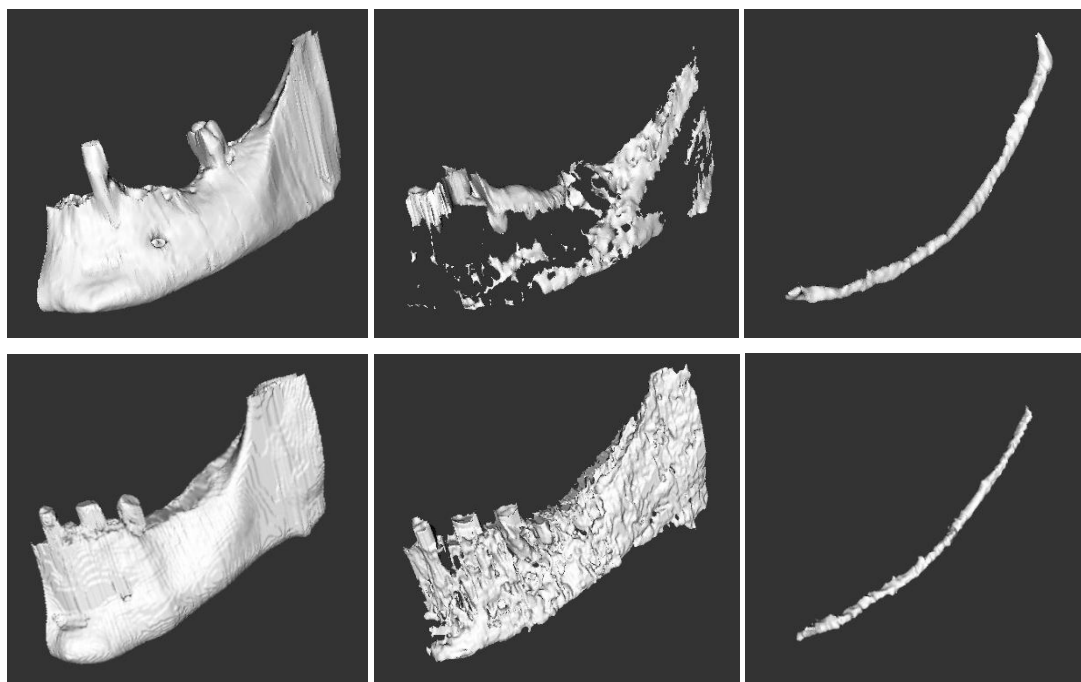


Fig. 29. Ejemplos de casos segmentados y reconstruidos

El algoritmo ha íntegramente implementado en Matlab® a excepción de la reconstrucción 3D, que se ha llevado a cabo debido al tiempo computacional en Visual Studio 2005 por medio de las librerías VTK [35].

## IV. Discusión

### IV.1. Reducción de artefactos metálicos

Los resultados muestran que la configuración  $COA_{\lambda}$  con  $\lambda$  variable desde 3 a 25 proporciona los mejores resultados entre las opciones evaluadas. Por ello, se eligió como la configuración óptima del método.

En las Fig. 27 y Fig. 28 se muestran los resultados obtenidos para el caso de un único objeto y para el caso múltiple, respectivamente. Se puede apreciar que el método reduce significativamente el streaking y el ruido, incluso en caso de degradaciones severas, preservando en gran medida los dientes, huesos, cavidades y tejidos blandos.

Además, el método ha sido comparado con 2 métodos de eliminación de ruido, basados en la teoría de wavelets digitales de Donoho (DWT) [36,37] y en la transformada discreta del coseno (DCT) [38]. En el primer método, las imágenes han sido procesadas usando diferentes familias de wavelets: Haar, Daubechies, Coiflets y Symlets. El filtro Daubechies (db2) obtuvo los mejores resultados. Para el coeficiente de umbralización se utilizaron umrales débiles y fuertes, ambos calculados a partir de la varianza del ruido de la imagen. Los mejores resultados se obtuvieron para

el umbral débil. Respecto al método DCT, los parámetros se ajustaron para obtener los mejores resultados. Específicamente, el tamaño del bloque DCT fue  $N=8$  y se eligió la opción de umbral débil para la umbralización de coeficientes. El método propuesto obtuvo los mejores resultados en comparación con una mejora en JI de 0.2649 frente al 0.1296 y 0.028 obtenidas por el DWT y DCT, respectivamente. Esto se debe a que el método propuesto ha sido diseñado para reducir este tipo específico de ruido.

Como se ha mostrado en la Fig. 27 y Fig. 28, las imágenes procesadas muestran una reducción considerable de los artefactos metálicos, por lo que su umbralización mejora notoriamente de cara a la reconstrucción 3D de la anatomía del paciente (Fig. 30).

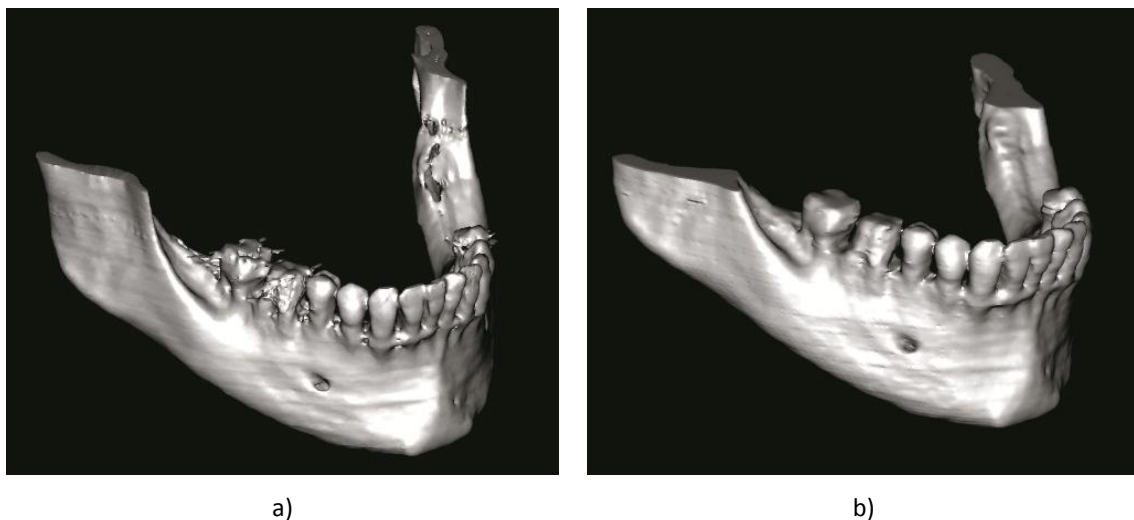


Fig. 30. (a): Reconstrucción mediante imágenes originales. (b): Reconstrucción mediante imágenes procesadas

Sin embargo, el método presenta algunas limitaciones. El beam hardening en los alrededores del objeto no se reduce de manera relevante debido al tamaño del EE. Un tamaño mayor conseguiría mejores resultados, pero emborronaría el resto de la imagen y unos de los objetivos del método es preservar tanto como se pueda las estructuras anatómicas en pos de una reconstrucción fidedigna. Además, la mejoría conseguida está limitada a la calidad de las imágenes FBP del TAC y al filtro morfológico usado. Por ello, el método está limitado a artefactos de pequeño tamaño y su funcionamiento empeora cuando múltiples objetos metálicos coinciden en la imagen y cuando estos están próximos.

El tiempo de procesamiento del algoritmo en MatLab® fue de alrededor de 1s para cada imagen 512x512 para el caso peor, usando un ordenador muy rudimentario (Pentium IV @2.8 GHz y 1 GB de RAM), lo cual es evaluado como un tiempo muy aceptable dado que puede mejorarse enormemente en su traducción a código C++ y en ordenadores de mayor capacidad.

#### *IV.2. Segmentación de tejidos mandibulares*

El algoritmo propuesto ha sido testado con 4 tipos de indicadores de similaridad, obteniendo buenos resultados de precisión en todos ellos. El nivel de precisión conseguido permite proporcionar información tridimensional fidedigna de la anatomía del paciente, distinguiendo diferentes estructuras dentro de la mandíbula, al contrario que la mayor parte de los trabajos hasta la fecha. Esto es sumamente importante en multitud de aplicaciones, como la implantología dental, donde es necesario tener un alto conocimiento de las estructuras para decidir dónde colocar un implante. Es de especial interés la segmentación del NAI. El método desarrollado permite conocer su posición, e incluso detalles que pueden ser relevantes. Como ejemplo, la Fig. 31 muestra un ejemplo de la malla generada de dos pacientes, en las que puede apreciarse con detalle el bucle mentoniano, en el que el nervio sale de la mandíbula.

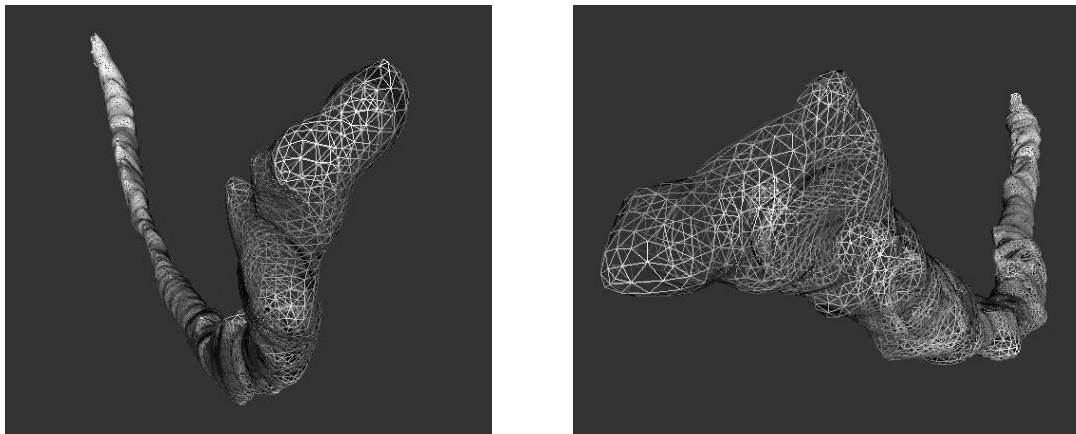


Fig. 31. Bucle mentoniano de dos pacientes

### **V. Conclusión**

#### *V.1. Reducción de artefactos metálicos*

En este trabajo se ha presentado un nuevo método de reducción de artefactos metálicos basado en morfología matemática en el dominio polar. El método ha demostrado reducir artefactos como el streaking y el ruido preservando estructuras anatómicas incluso en casos de múltiples objetos metálicos. Al contrario que otros métodos, el algoritmo trabaja con imágenes de TAC lo cual es vital para aquellas aplicaciones que no disponen de los datos brutos. El método consigue resultados positivos frente a otros métodos pues tiene en cuenta no sólo las intensidades de los píxeles artefactados sino la geometría de los artefactos. Así pues, es particularmente eficaz en reducir el streaking, que es la mayor causa de distorsión en la reconstrucción 3D, por lo que es apto para mejorar estos modelos. Además, debido a su tiempo de computación es apto también para un gran rango de aplicaciones, incluso en tiempo real.

El trabajo futuro debe centrarse en implementar nuevos métodos de eliminación de artefactos considerando no sólo la información del corte en cuestión sino la información de cortes adyacentes, en reducir la interacción necesaria para procesar un TAC completo y en traducir el método a lenguaje C++ usando librerías estandarizadas de imagen médica (ITK, VTK).

### *V.2. Segmentación de tejidos mandibulares*

En este trabajo se ha presentado un nuevo método de segmentación y reconstrucción de tejidos de la mandíbula humana, y ha sido evaluado analíticamente obteniendo buenos resultados.

El método trabaja con datos provenientes de TAC, pero puede ser fácilmente adaptable a CBCT, lo cual es importante debido al creciente aumento de estos tomógrafos en la exploración dental. De la misma manera, el método también podría extenderse con pequeños cambios al caso maxilar, asumiendo que no existe NAI.

Dado que no se necesitan consideraciones especiales ni se requiere una orientación particular de los pacientes durante el TAC, la glándula tiroidea y el cristalino no tienen que sufrir dosis inusuales de radiación, evitando mayor riesgo posterior de sufrir cáncer o cataratas subcapsulares [39].

El trabajo futuro debe centrarse en adaptar el algoritmo a lenguaje C++ usando las librerías ITK y VTK para aumentar la velocidad de cómputo de cara a aplicaciones en tiempo real. También es necesario mayor testeo de otros métodos de segmentación para aumentar la precisión. Además, debido a la naturaleza aleatoria del método RANSAC, se deben probar otros métodos de aislar la trayectoria del canal mandibular.

## **AGRADECIMIENTOS**

Todos los desarrollos descritos en este trabajo se han llevado a cabo en el marco del proyecto MIRACLE, financiado por el Ministerio de Educación y Ciencia (DPI2007-66782-C03-01-AR07).

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. Esposito, M., Koukouloupoulou, A., Coulthard, P., and Worthington, H. *Interventions for replacing missingteeth: dental implants in fresh extraction sockets (immediate, immediate-delayed and delayed implants)*. Cochrane Database System Review, vol. 4, 2006.
2. Rohlfing, T., Zerfowski, D., Beier, J., Hosten, N., Wust, P., Felix, R.: *Reduction of metal artifacts in computed tomographies for planning and simulation of radiation therapy*. Computer Assisted Radiology and Surgery (1998) 57-62.
3. Watzke, O., Kallender, W.: *A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images*. European Radiology 14 (2004) 849-856.

4. Kalender, W., Hebel, R., Ebersberger, J.: *Reduction of CT artifacts caused by metallic implants*. Radiology 164 (1987) 576-577 .
5. Kachelriess, M., Watzke, O., Kalender, W.: *Generalized multi-dimensional adaptive filtering (maf) for conventional and spiral single-slice, multi-slice and cone beam CT*. Med. Phys. 28 (2001) 457-490.
6. Yu, H., Zeng, K., Bharkhada, D. and Wang, G., Madsen, M., Saba, O., Policeni, B., Howard, M. and Smoker, W.: *A segmentation-based method for metal artifact reduction*. Academic Radiology 14(4) (2007) 495-504.
7. Shiyong, Z., Kyongtae, T., Whiting, B., Wang, G.: *A wavelet method for metal artifact reduction with multiple metallic objects in the field of view*. Journal of X-Ray Science and Technology 10 (2002) 67-76.
8. Wang, G., Snyder, D., O'Sullivan, J., Vannier, M.: *Iterative deblurring for CT metal artifact reduction*. IEEE Transactions on Medical Imaging 15(5) (1996) 657-664.
9. Murphy, R., Snyder, D., Politte, D., O'Sullivan, J.: *A sieve-regularized image reconstruction algorithm with pose search in transmission tomography*. In: SPIE Medical Imaging 2003: Image Processing conference. (2003).
10. T. Sohmura, H. Hojoh, N. Kusumoto, M. Nishida, K. Wakabayashi, J. Takahashi, *A novel method of removing artifacts because of metallic dental restorations in 3-d CT images of jaw bone*, Clinical Oral Implant Research 16 (2005) 728–735.
11. G. Tognola, M. Parazzini, G. Pedretti, P. Ravazzani, F. Grandori, A. Pesatori, M. Norgia, C. Svelto, *Novel 3D reconstruction method for mandibular distraction planning*, in: International Workshop on Imaging Systems and Techniques (2006) 82–85.
12. G. M. Reiser, J. D. Manwaring, P. D. Damoulis, *Clinical significance of the structural integrity of the superior aspect of the mandibular canal*, Journal of Periodontology 75 (2) (2004) 322–326.
13. K. Verstreken, J. V. Cleynenbreugel, K. Martens, G. Marchal, D. van Steenberghe, P. Suetens, *An image-guided planning system for endosseous oral implants*, IEEE Transactions on Medical Imaging 17 (5) (1998) 842–852.
14. C. C. Galanis, M. M. Sfantsikopoulos, P. T. Koidis, N. M. Kafantaris, P. G. Mpikos, *Computer methods for automating preoperative dental implant planning: Implant positioning and size assignment*, Computer Methods and Programs in Biomedicine 86 (1) (2007) 30–38.
15. S. Fütterling, R. Klein, W. Straer, H. Weber, *Automated finite element modeling of a human mandible with dental implants* (1998).
16. P. Kršek, P. Krupa, P. Cernocho, *Teeth and jaw 3d reconstruction in stomatology*, in: Medical Information Visualisation - BioMedical Visualisation, IEEE Computer Society.
17. C. Xiaojun, Y. Ming, L. Yanping, W. Yiqun, W. Chengtao, *Image guided oral implantology and its application in the placement of zygoma implants*, Computer Methods and Programs in Biomedicine 93 (2) (2009) 162–173.
18. W. Stein, S. Hassfeld, J. Muhling, *Tracing of thin tubular structures in computer tomographic data*, Computer Aided Surgery 3.
19. T. Kondo, S. Ong, K. W. Foong, *Computer-based extraction of the inferior alveolar nerve canal in 3D space*, Computer methods and programs in biomedicine 76 (3).

20. B. DeBruijne, B. V. Ginneken, W. Niessen, M. Viergever, J. Wiro, *Adapting active shape models for 3D segmentation of tubular structures in medical images*, Information Processing in Medical Imaging 2732.
21. S. Rueda, J. A. Gil, R. Pichery, M. Alcañiz, *Automatic segmentation of jaw tissues in CT using active appearance models and semi-automatic landmarking*, Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2006 4190.
22. H. Kang, A. Pinti, L. Vermeiren, A. Taleb-Ahmed, X. Zeng, *An automatic fcm-based method for tissue classification*, Bioinformatics and Biomedical Engineering.
23. J. K. Udupa, S. Samarasekera, *Fuzzy connectedness and object definition*, In SPIE Proceedings Medical Imaging 2431.23
24. J. Udupa, S. Samarasekera, *Fuzzy connectedness and object definition: Theory, algorithms, and applications in image segmentation*, Graphical Models and Image Processing 58 (3) (1996) 246–261.
25. V. Naranjo, A. Albiol, J. Mossi, A. Albiol, *Morphological lambda-reconstruction applied to restoration of blotches in old films*, in: 4th IASTED International Conference on Visualization, Imaging and Image Processing (2004) 251–257.
26. J. Serra, L. Vincent, *An overview of morphological filtering*, Circuits, Systems, and Signal Processing 11 (1) (1992) 47–108.
27. M. Luengo-Oroz, J. Angulo, G. Flandrin, J. Klossa, *Mathematical morphology in polar-logarithmic coordinates. Application to erythrocyte shape analysis*, 2th Iberian Conference on Pattern Recognition and Image Analysis (IbPRIA'2005). Lecture Notes in Computer Science, Vol. LNCS3523 (2005) 199–205.
28. J. Serra, *Image Analysis and Mathematical Morphology, Vol. II: Theoretical Advances*, Academic Press, London, 1988.
29. Serra, J., 1982. *Image analysis and mathematical morphology*. Academic Press, London.
30. Suazo, I. C., Morales, C. A., Cantn, M. G., Zavando, D. A., 2007. *Biometric aspects of the mandibular canal*. International Journal of Morphology 25 (4), 811–816.
31. Fischler, M. A., Bolles, R. C., 1981. *Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography*. Communications of the ACM 24 (6), 381–395.
32. Marqués, F., Llorens, B., Gas, A., 1998. *Prediction of image partitions using fourier descriptors: application to segmentation-based coding schemes*. IEEE Transactions on image processing 7 (4), 529542.
33. Marqués, F., Llorens, B., Gasull, A., 1995. *Interpolation and extrapolation of image partitions using fourier descriptors: application to segmentation-based coding schemes*. Image Processing, International Conference on 3, 584–587.
34. Lorensen, W. E., Cline, H. E., 1987. *Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm*. In: SIGGRAPH '87: Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques. Vol. 21. pp. 163–169.
35. Librería VTK (Visualization Toolkit): <http://www.vtk.org/>
36. D. Donoho, *Denoising by soft-thresholding*, IEEE Transactions on Information Theory 41 (3) (1995) 613–627.

37. B.-J. Yoon, P.P. Vaidyanathan, *Wavelet-based denoising by customized thresholding*, in: Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2004. Proceedings. (ICASSP'04) 2 (2004) 925–928.
38. R. Oktem, L. Yaroslavsky, K. Egiazarian, J. Astola, *Transform domain approaches for image denoising*, Journal of Electronic Imaging 11 (2) (2002) 149–156.
39. Kaufman, P. L., Adler, F. H., Alm, A., 2003. *Adler's Physiology of the Eye*, 10th Edition. Elsevier.



## ANEXO I: INDICADORES DE SIMILARIDAD

En este anexo se definen los indicadores de similaridad utilizados en el presente trabajo. Los sufijos *seg* y *gt* se refieren a las imágenes segmentadas y groundtruth, respectivamente.

### a. Índice de Jaccard

$$JI(I_{seg}, I_{gt}) = \frac{I_{seg} \cap I_{gt}}{I_{seg} \cup I_{gt}}, \text{ donde } 0 \leq JC \leq 1$$

### b. Coeficiente de Dice

$$DC(I_{seg}, I_{gt}) = \frac{2|I_{seg} \cap I_{gt}|}{|I_{seg}| + |I_{gt}|}, \text{ donde } 0 \leq DC \leq 1$$

### c. Distancia punto a punto

$$PPD(I_{seg}, I_{gt}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_{seg}^i - x_{gt}^i)^2 + (y_{seg}^i - y_{gt}^i)^2}$$

, donde  $x$  e  $y$  denotan las dos coordenadas de cada punto, y  $n$  denota el número de puntos establecidos a lo largo de la superficie de ambas formas.

### d. Distancia punto a curva

$$PCD(I_{seg}, I_{gt}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \min_t \sqrt{(x_{seg}^i - r_y(t))^2 + (y_{seg}^i - r_x(t))^2}$$

, donde  $r(t) = (r_x(t), r_y(t))$ ,  $t \in [0,1]$ , denota un spline lineal definido en la imagen groundtruth.

**ANEXO II: Publicaciones***a. Revistas*

Título	Validation of Fuzzy Connectedness Segmentation for Jaw Tissues		
Autores	Roberto Lloréns, Valery Naranjo, Miriam Clemente, Mariano Alcañiz, Salvador Albalat		
Revista	Bioinspired Applications in Artificial and Natural Computation - Lecture Notes in Computer Science		
Referencia	DOI: 10.1007/978-3-642-02267-8_5	Editorial	Elsevier
Año	2009	Páginas	47-47

### Validation of Fuzzy Connectedness Segmentation for Jaw Tissues\*

Roberto Lloréns, Valery Naranjo, Miriam Clemente, Mariano Alcañiz,  
and Salvador Albalat

LabHuman - Human Centered Technology, Universidad Politécnica de Valencia, Spain  
vnaranjo@labhuman.13bh.es

**Abstract.** Most of the dental implant planning systems implement 3D reconstructions of the CT-data in order to achieve more intuitive interfaces. This way, the dentists or surgeons can handle the patient's virtual jaw in the space and plan the location, orientation and some other features of the implant from the orography and density of the jaw. The segmentation of the jaw tissues (the cortical bone, the trabecular core and the mandibular channel) is critical for this process, because each one has different properties and in addition, because an injury of the channel in the surgery may cause lip numbness. Current programs don't carry out the segmentation process or just do it by hard thresholding or by means of exhaustive human interaction. This paper deals with the validation of fuzzy connectedness theory for the automated, accurate and time efficient segmentation of jaw tissues.

#### 1 Introduction

The increase of image processing methods allows dental planning systems to represent the human jaw in a 3D view, where the surgeon can fix the position of dental implants or plan any kind of maxillofacial surgery without the loss of immersion. For this representation, a complete reconstruction of the jaw is needed. Our aim is to obtain a complete and automated segmentation of the jaw starting from CT data in order to reconstruct the jaw tissues, it is, the cortical bone, trabecular core and mandibular channel. The location of the mandibular channel is specially critical, since it holds the dental nerve, which supplies sensation to the teeth and an injury to this nerve could result in temporary or permanent lip numbness. CT data is considered as input because of its accuracy [1], its portability and its widely extended use. The reconstruction of the jaw is usually carried out by thresholding in strict sense. This way, it can be assumed that the cortical bone comprises the 3D volume consisting of the CT data with Hounsfield values greater than a threshold [2]. Galanis et al. [3] provide tools to the specialists to carry out this task. Fütterling et al. [4] assign different properties to the tetrahedral finite elements depending on their intensity properties. Stein et al. [5] trace

\* This work has been supported by the project MIRACLE (DPI2007-66782-C03-01-AR07) of Spanish Ministerio de Educación y Ciencia.

Título	A New Approach in Metal Artifact Reduction for CT 3D Reconstruction		
Autores	Valery Naranjo, Roberto Lloréns, Patricia Paniagua, Mariano Alcañiz, Salvador Albalat		
Revista	Bioinspired Applications in Artificial and Natural Computation - Lecture Notes in Computer Science		
Referencia	DOI: 10.1007/978-3-642-02267-8_2	Editorial	Elsevier
Año	2009	Páginas	11-19

## A New Approach in Metal Artifact Reduction for CT 3D Reconstruction\*

Valery Naranjo, Roberto Llorens, Patricia Paniagua, Mariano Alcañiz,  
and Salvador Albalat

LabHuman - Human Centered Technology, Universidad Politcnica de Valencia, Spain  
vnaranjo@labhuman.i3bh.es

**Abstract.** The 3D representation of CT scans is widely used in medical application such as virtual endoscopy, plastic reconstructive surgery, dental implant planning systems and more. Metallic objects present in CT studies cause strong artifacts like beam hardening and streaking, what difficult to a large extent the 3D reconstruction. Previous works in this field use projection data in different ways with the aim of artifact reduction. But in DICOM-based applications this information is not available, thus the need for a new point of view regarding this issue. Our aim is to present an exhaustive study of the state of the art and to evaluate a new approach based in mathematical morphology in polar domain in order to reduce the noise but preserving dental structures, valid for real-time applications.

### 1 Introduction

#### 1.1 Generalities

Let us define a CT as an entwine of hundreds of images obtained by rotating an X-ray beam drawing a helicoid around an object under study. Each of these images represents a single slice of the object so that its combination shapes a 3D view of it. Then, in order to analyze the results obtained from the tomograph it is necessary to represent the raw data (projection data) in a way that can be interpreted by experts. The more extended method for reconstructing images from projections is the filtered back projection method (FBP), which assumes that the tomography data is the Radon transform of the scattering coefficients of the scanned objects. This assumption is plausible only if the density of the objects is similar. When objects with different densities, like cavities ( $-200$  HU), bones ( $1200 - 1800$  HU), teeth ( $2000$  HU) and dental fillings (temporary fillings:  $6000 - 8500$  HU, composite fillings:  $4500 - 17000$  HU and amalgam and gold  $> 30700$  HU), are present at the same time, FBP induces perceptible nonlinearities such as streaking (high level rays emerging from metallic objects), beam hardening (shadows cast over their surrounding areas) and other various

\* This work has been supported by the project MIRACLE (DPI2007-66782-C03-01-AR07) of Spanish Ministerio de Educación y Ciencia.

Título	Metal artifact reduction in dental CT images using polar mathematical morphology		
Autores	Valery Naranjo, Roberto Lloréns, Patricia Paniagua, Mariano Alcañiz, Fernando López-Mir		
Revista	Computer Methods and Programs in Biomedicine		
Referencia	DOI: 10.1016/j.cmpb.2010.11.009	Editorial	Elsevier
Año	2010	Páginas	64-74

COMPUTER METHODS AND PROGRAMS IN BIOMEDICINE 102 (2011) 64-74



ELSEVIER

journal homepage: [www.intl.elsevierhealth.com/journals/cmpb](http://www.intl.elsevierhealth.com/journals/cmpb)

## Metal artifact reduction in dental CT images using polar mathematical morphology

Valery Naranjo\*, Roberto Lloréns, Mariano Alcañiz, Fernando López-Mir

Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería y Tecnología Orientada al Ser Humano, Universidad Politécnica de Valencia, Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, Spain

### ARTICLE INFO

#### Article history:

Received 31 July 2009

Received in revised form

27 October 2010

Accepted 18 November 2010

#### Keywords:

Dental CT

Artifact reduction

Polar morphology

### ABSTRACT

Most dental implant planning systems use a 3D representation of the CT scan of the patient under study as it provides a more intuitive view of the human jaw. The presence of metallic objects in human jaws, such as amalgam or gold fillings, provokes several artifacts like streaking and beam hardening which makes the reconstruction process difficult. In order to reduce these artifacts, several methods have been proposed using the raw data, directly obtained from the tomographs, in different ways. However, in DICOM-based applications this information is not available, and thus the need of a new method that handles this task in the DICOM domain. The presented method performs a morphological filtering in the polar domain yielding output images less affected by artifacts (even in cases of multiple metallic objects) without causing significant smoothing of the anatomic structures, which allows a great improvement in the 3D reconstruction. The algorithm has been automated and compared to other image denoising methods with successful results.

© 2010 Elsevier Ireland Ltd. All rights reserved.

### 1. Introduction

The 3D representation of CT scans is widely used in medical applications such as virtual endoscopy, plastic reconstructive surgery, dental implant planning systems and more. This representation is built thresholding the axial CT slices which constitute the volume of the CT scan.

Metallic objects present in CT scans cause strong artifacts like beam hardening and streaking, strongly noticeable in axial images after being reconstructed by means of filtered back projection algorithm (FBP), as shown in Fig. 1. Metal artifacts complicate to a large extent the 3D reconstruction (Fig. 15).

FBP is the most extended method to reconstruct images from projections. The algorithm assumes that the tomography data is the Radon transform of the attenuation coefficients of the scanned objects. This assumption is plausible if the density of the objects is similar. But when objects with different

densities, such as cavities (~200 HU), bones (~1200–1800 HU), teeth (~2000 HU) and dental fillings (temporary fillings: ~6000–8500 HU, composite fillings: ~4500–17000 HU and amalgam and gold >30700 HU), are present at the same time, the reconstructed images have perceptible artifacts as streaking (high level rays emerging from metallic objects), beam hardening (shadows cast over the areas surrounding the object) and some other effects. Fig. 1 shows a CT image of a jaw clearly affected by the previously described artifacts. Consequently, several research studies have tried to reduce these artifacts, and have approached the problem in different ways.

Most metal artifact reduction (MAR) research focuses on the development of methods which use raw CT scan data. All these studies can be classified into two categories: methods which use the filtered back projection algorithm to reconstruct the image and others which try to avoid this technique so as not to obtain artifacted images caused by its drawbacks. We will now consider some of these studies.

\* Corresponding author. Tel.: +34 963877518x6718; fax: +34 96 387 95 10.

E-mail address: [vnaranjo@labhuman.i3bh.es](mailto:vnaranjo@labhuman.i3bh.es) (V. Naranjo).

0169-2607/\$ – see front matter © 2010 Elsevier Ireland Ltd. All rights reserved.

doi:10.1016/j.cmpb.2010.11.009

*b. Congresos*


---

Título	Towards an automated reconstruction of jaw tissues using fuzzy connectedness image segmentation		
Autores	Roberto Lloréns, Valery Naranjo, Miriam Clemente, Mariano Alcañiz, Salvador Albalat		
Congreso	23rd International Congress and Exhibition in Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2009)		
Año	2009	Páginas	202-204

---

**Towards an automated reconstruction of jaw  
tissues using fuzzy connectedness image  
segmentation**

Roberto Lloréns, Valery Naranjo, Miriam Clemente, Mariano Alcañiz, and  
Salvador Albalat

LabHuman - Human Centered Technology, Universidad Politécnica de Valencia, Spain  
vnaranjo@labhuman.i3bh.es, \*

## 1 Purpose

Computer-aided dental planning systems must provide all the available information to the dentists/surgeons assuring enough accuracy to take decisions with high reliability. Planning systems usually represent a 3D view of the jaw, allowing the specialist to plan the position of the implant. However for a precise dental implant planning an exhaustive segmentation of the jaw tissues is necessary, focusing on the mandibular channel, which holds the dental nerve, because its injury could cause lip numbness. Our aim is to evaluate fuzzy connectedness image segmentation theory for this purpose, in pursuit of high accuracy and time efficiency.

## 2 Method

Fuzzy connectedness (FC) has achieved good results at multiple sclerosis lesion detection, blood vessels definition and tissues segmentation. For this reason, our aim is to validate FC object extraction methodology on slices defined transversally to the dental arch as shown in figure 1, since jaw tissues can be better appreciated on them. The results obtained by means of the presented method have been compared using the *detection* (DP) and *false alarm probability* (FAP) and the *merit factor* (MF) with a *groundtruth set*, consisting of 40 slices from 20 patients, manually segmented with a picture edition tool by a set of five specialists.

Once the full set of slices is segmented a reconstruction process can be easily carried out by means of a marching cubes-based algorithm. This process is presented as a future work and will be defined in future papers.

---

\* This work has been supported by the project MIRACLE (DPI2007-66782-C03-01-AR07) of Spanish Ministerio de Educación y Ciencia.

---

Título	Fuzzy Connectedness-based segmentation of jaw tissues		
Autores	Roberto Lloréns, Valery Naranjo, Miriam Clemente, Mariano Alcañiz, Salvador Albalat		
Congreso	International Conference on Bio-Inspired System and Signal Processing (BIOSIGNALS 2010)		
Año	2010	Páginas	409-413

---

## FUZZY CONNECTEDNESS-BASED SEGMENTATION OF JAW TISSUES

Roberto Lloréns, Valery Naranjo, Miriam Clemente, Mariano Alcañiz, Salvador Albalat  
*Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería y Tecnología Orientada al Ser Humano*  
*Universidad Politécnica de Valencia*  
*Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, España*  
*rllorens@labhuman.i3bh.es, vnaranjo@labhuman.i3bh.es, mclemente@labhuman.i3bh.es*  
*malcaniz@labhuman.i3bh.es, salbalat@labhuman.i3bh.es*

**Keywords:** Jaw tissues segmentation, dental implantology, fuzzy connectedness, mathematical morphology.

**Abstract:** The success of an oral implant surgery is subject to accurate advance planning. For this purpose, it is fundamental that a computer-guided program provides all the available information in a reliable way. Therefore, to plan a suitable implant placement, an accurate segmentation of the tissues of the jaw is necessary. These tissues are the cortical bone, trabecular core and the mandibular canal. The accurate segmentation of the mandibular canal, along which the inferior alveolar nerve crosses the lower arch, is particularly important since an injury to the canal can result in lip numbness. To this date, existing segmentation methods for the jaw requires high human interaction and/or don't achieve enough accuracy. Our overall aim is to develop an automatic method for the segmentation of the whole jaw, focusing our efforts on achieving very high accuracy and time efficiency. To this end, this paper presents an exhaustive evaluation of fuzzy connectedness object extraction as a plausible segmentation core for this method, basing on the results achieved on 80 CT slices in terms of detection and false alarm probability and merit factor.

### 1 INTRODUCTION

Dental implants are artificial roots, usually titanium-made, that are inserted into the maxillary bone in order to substitute the roots of the lost dental pieces, providing better functionality and aesthetics. For a long-term use, the placement of the implant must be inferred precisely and therefore the biometric properties of the patient's jaw must be known a priori. The lower jaw is the densest and most prominent bone of the face, and it is made up by three easily distinguishable tissues: a hard exterior cortical bone that contains a softer osseous tissue filling its inner cavity, the trabecular (or cancellous or spongy) bone, and the mandibular canal (when present), which contains the inferior alveolar nerve. This nerve runs along the lower jaw, from the mandibular to the mental foramen, supplying sensation to the teeth. For this reason, an injury to the canal might result in temporary or permanent lip numbness. All this gives rise to the need for an accurate segmentation which provides precise information to preoperative planning systems to assure the success of the dental surgery. Previous works

in segmentation of dental tissues require high human interaction and/or don't achieve enough accuracy to consider these approaches suitable for preoperative planning systems. Our research, then, is based on developing a method which provides this segmentation in an automatic and precise way.

The classical approach tries to plan the surgery from panoramic X-ray views, but this resource has a limited value due to the fact that it is an often-distorted two-dimensional image. CT is the more suitable evaluation method presenting 94% accuracy, whereas the periapical X-ray and the panoramic images present 53% and 17% accuracy, respectively (Reiser et al., 2004).

Many dental implant planning applications carry out the process of 3D reconstruction from CT data de-emphasizing tissue segmentation as in (Verstreken et al., 1998), and many others delegate this task to dentists or surgeons, providing tools with this purpose (Galanis et al., 2007). (Fütterling et al., 1998) carry out a segmentation of hard tissues by thresholding in strict sense while inner tissues are segmented by assigning different material properties to the tetra-

---

Título	MIRACLE: a CAD/CAM System for the manufacture of dental surgical splints		
Autores	Valery Naranjo, Roberto Lloréns, Mariano Alcañiz, Beatriz Rey, Salvador Albalat, Juan Fayos, Íñigo Morales		
Congreso	International Conference on Biomedical Electronics and Devices (BIODEVICES 2010)		
Año	2010	Páginas	235-239

## MIRACLE: a CAD/CAM System for the manufacture of dental surgical splints

Valery Naranjo<sup>1</sup>, Roberto Lloréns<sup>1</sup>, Mariano Alcañiz<sup>1</sup>, Beatriz Rey<sup>1</sup>, Salvador Albalat<sup>1</sup>, Juan Fayos<sup>2</sup>, and Íñigo Morales<sup>2</sup>

<sup>1</sup> LabHuman - Human Centered Technology, Universidad Politécnica de Valencia, Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, Spain  
vnaranjo@labhuman.i3bh.es\*

<sup>2</sup> Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), Universidad Politécnica de Valencia, Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, Spain.

**Abstract.** Nowadays, design and manufacturing process of dental prosthesis is very handmade, time consuming and has a raised economic cost. Besides that, there is no objective methodology for the fulfillment of its functional design specifications. This paper presents the global idea of MIRACLE project whose objective is the development and validation of an intelligent system for the design, simulation and flexible manufacture of implant-supported dental prostheses. The developed system in MIRACLE is a CAD/CAM system which allows to test the functional characteristics of dental prostheses considering mandible-maxilla interaction (called occlusion) using virtual models, contrary to most commercial solutions where this test is performed using expensive anatomical replicas tested with mechanical articulators and evaluated with patients. Another objective of MIRACLE is to develop a parametric finite elements model (FEM) of the whole prosthesis in order to analyze the failure risk of dental implants and prostheses before its surgical implantation enabling a re-design process. This paper is focused on the CAD/CAM subsystem developed in order to automatize the process of manufacturing surgical guides using several 3D models of the patient dental anatomy. A summarized version of the image processing step will be also presented. The CAD/CAM subsystem has been clinically validated achieving mean errors less than 5 degrees in the placement of the prosthetic crowns.

### 1 Introduction

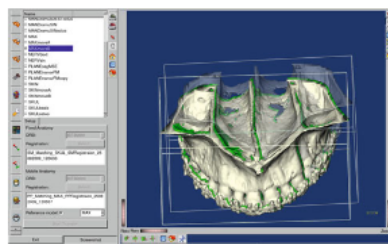
In an implant-supported prosthesis (PDI), the prosthesis is attached to an implant placed directly on the mandibular or maxillary bone of the patient. The process of a PDI implantation has been modified substantially in last years. Approximately five years ago an implantation was made in two phases of the set prosthesis-implants. In a first step, the implant was placed and, after 3-6 months, when the osseointegration between implant and bone took place, the dental prosthesis was placed. Nowadays the implant load protocols are being modified in order to give the implant a fundamentally masticatory function at the moment of their positioning or in the three following days ("load or immediate function").

\* This work has been supported by the project MIRACLE (DPI2007-66782-C03-01-AR07) of Spanish Ministerio de Educación y Ciencia

Título	Virtual Articulator based on optical tracking		
Autores	Valery Naranjo, Roberto Lloréns, Juan José Mulet, Mariano Alcañiz, Salvador Albalat		
Congreso	24th International Congress and Exhibition in Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2010)		
Año	2010	Páginas	242-243

S242

Int J CARS (2010) 5 (Suppl 1):S241–S245



**Fig. 3** Intraoperative screenshot of the 3D-real-time navigation system displaying initial position of the maxilla (transparent), planned position (green) and current position (white)

#### Virtual articulator based on optical tracking

V. Naranjo<sup>1</sup>, R. Lloréns<sup>1</sup>, J.J. Mulet<sup>1</sup>, M. Alcañiz<sup>2</sup>, S. Albalat<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>Universidad Politécnica de Valencia, Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería y Tecnología Orientada al Ser Humano, Valencia, Spain

**Keywords** Virtual articulator · Optical tracking · Occlusion

#### Purpose

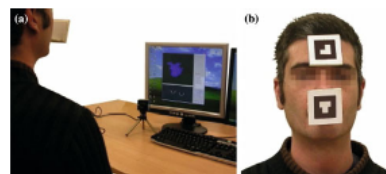
Nowadays, the design and manufacture of dental prostheses is very handcrafted, time consuming and has a raised economic cost. Besides that, there is no objective methodology for the fulfillment of its functional design specifications. The research work presented in this paper belongs to a wider project, whose main goal is the development of an intelligent system for the design, simulation and flexible manufacture of implant-supported dental prostheses. The system developed is a CAD/CAM system which allows to test the functional characteristics of dental prostheses considering mandible-maxilla interaction (occlusion) using virtual models, contrary to most commercial solutions where this test is performed using expensive anatomical replicas tested with mechanical articulators. Within this framework, a virtual articulator has been developed and is presented in this paper. This computerized tool attempts to obtain the patient chewing pattern in order to introduce kinematic analysis in the process of prosthesis design. The mandibular movements have been traditionally registered using different instruments such as intraoral registers with plastic materials [4,1], axiography [5] and ultrasound systems (Zebis©Medical GmbH JMA system) [3,2]. The novelty of the proposed system is the use of a photogrammetric technique to capture the patient chewing parameters by only using low-cost elements. Specifically, the set consists of a USB camera controlled by a PC (Fig. 1.a). An algorithm has been implemented to estimate and track the 3D position of two fiducial landmarks (Fig. 1.b). This straightforward configuration makes possible a low-cost, ergonomic and reliable virtual articulator.

#### Methods

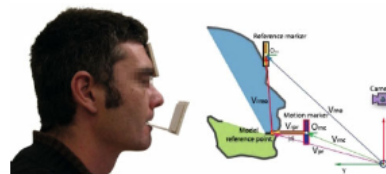
The virtual articulator consists of two modules: the **tracking system**, which captures the chewing parameters of the patient, and the **virtual animation system** which animates the patient virtual model with the tracked patterns.

#### Optical tracking system

In order to track the movements of the jaw, two fiducial markers are used (Fig. 1.a): the *reference marker*, attached to the patient head, which provides a reference system joint to the patient head, and the *motion marker*, attached to a resin cast and fixed to the lower arch, allowing to move the marker jointly with the patient jaw. The tracking



**Fig. 1** a External view of the set. b Front view of the patient with the attached landmarks



**Fig. 2** Patient's profile and schematic view

system consists of a USB camera plugged in a PC, which carries out the tracking process. The tracking consists of two steps:

1. *Calibration*: since the system tracks the fiducial markers and these are not anatomical structures, it is necessary to establish correspondences between the real and virtual world using measurable distances in both domains. Figure 2 shows a schematic view of the system.

Initially, the motion marker is fixed to the maxilla and P1, defined as the middle point between the maxillary central incisors, is marked in the CT 3D model. Since P1 can be easily referred to the real world through known vector  $\mathbf{V}_{pr}$ , the relation between virtual and real world can be estimated by  $\mathbf{V}_{pr}$  and as follows:

$$\mathbf{V}_{pr} = \mathbf{V}_{mc} + \mathbf{V}_{rpr}$$

and then, vector  $\mathbf{V}_{rmo}$  fixes the position of P1 with respect to the reference marker.

$$\mathbf{V}_{rmo} = \mathbf{V}_{mo} - \mathbf{V}_{pr}$$

This way, the mandibular displacement can be referred to P1. To define the position of the mandible, the motion marker is fixed to the mandible and P2, analogously defined as the middle point between the mandibular central incisors, is marked in the CT 3D model. Likewise, this point is directly linked to the real world with its vector  $\mathbf{V}_{pr}$ .

2. *Tracking*: the position of the motion marker referred to the reference marker placed in the head is captured in each frame, and point P2 is estimated and referred to P1. The patient is asked to do specific movements in order to analyze the desired kinematics of the jaw.

#### Virtual animation system

Four 3D models of the patient maxillofacial anatomy are needed: maxillary and mandibular CT 3D models and high precision 3D models obtained by laser-scanning the physical plaster models of mandible and maxilla. The information obtained with both models are complementary. On one hand, the CT model provides information about different anatomical structures (cortical bone, trabecular core, inferior alveolar nerve...) sometimes affected by metallic artifacts



Título	Descripción de un módulo de tratamiento de imagen como soporte en sistemas de imagen dental		
Autores	Roberto Lloréns, Valery Naranjo, Mariano Alcañiz, Miguel Peñarrocha		
Congreso	XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2010)		
Año	2010	Páginas	24-26

## Descripción de un módulo de tratamiento de imagen como soporte en sistemas de imagen dental

Roberto Lloréns<sup>1</sup>, Valery Naranjo<sup>1</sup>, Mariano Alcañiz<sup>1</sup>, Miguel Peñarrocha<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería y Tecnología Orientada al Ser Humano, Universidad Politécnica de Valencia  
Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, España  
{rllorens, vnaranjo, malcaniz}@labhuman.i3bh.es

<sup>2</sup>Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Valencia  
Gascó Oliag 1, 46010 Valencia, España  
m.penarrocha@uv.es

### Resumen

*Este artículo describe el módulo de tratamiento de imagen enmarcado dentro de un proyecto destinado al desarrollo de un sistema avanzado de diseño y planificación implantológica dental (proyecto MIRACLE). El módulo sale al paso de distintos problemas como la reducción del artefactado metálico, la segmentación de tejidos, reconstrucción de los volúmenes, etc... El presente artículo describe los desarrollos realizados, su motivación y su validación analítica. Los resultados obtenidos fueron positivos y animan a continuar los desarrollos llevados a cabo.*

### 1. Introducción

MIRACLE persigue el desarrollo de un sistema avanzado de diseño, simulación y fabricación flexible de prótesis dentales implantosoportadas. Los implantes dentales se enroscan directamente sobre el hueso mandibular o maxilar, a los cuales se anclan las prótesis dentales. El diseño y fabricación de prótesis dentales es un proceso muy artesanal que presenta unos elevados costes temporales y una metodología carente, en muchos casos, de especificaciones funcionales de diseño [1].

Lo que se pretende es evaluar las características funcionales de una prótesis y de los aspectos biomecánicos de la misma en aras de un sistema *just in time*, que posibilite la colocación en una única intervención de implantes y prótesis, lo que se conoce como casos de carga inmediata, y que evitan el periodo de cicatrización y ahorran una segunda intervención.

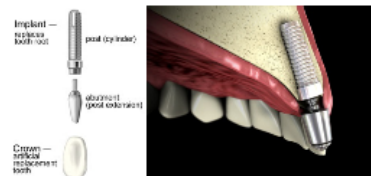


Figura 1. Ejemplo de prótesis dental implantosoportada

Dada la naturaleza de los tejidos humanos y de los sistemas de exploración de los mismos, el sistema debe superar algunos retos inherentes a los datos con los que trabaja el sistema, fundamentalmente la existencia de artefactos metálicos y la segmentación de los diferentes tejidos existentes en la mandíbula.

#### 1.1. Artefactado metálico

La presencia de objetos metálicos en la boca del paciente, como empastes de amalgama u oro, provocan la aparición de artefactos en las imágenes de TAC, debido al proceso de reconstrucción de éstas. Dichos artefactos son principalmente el *streaking*, que consiste en rayos de niveles altos de intensidad emergentes de los objetos metálicos, y el *beam hardening*, sombras proyectadas sobre las áreas colindantes de dichos objetos. La Figura 3 (izquierda) muestra una imagen de TAC mandibular donde pueden observarse los artefactos descritos.

#### 1.2. Segmentación de tejidos mandibulares

La identificación de los tejidos presentes en la mandíbula es fundamental para una correcta planificación de la colocación del implante. Aspectos como la calidad y cantidad de hueso o la localización del nervio alveolar inferior son factores clave a la hora de tomar decisiones al respecto.

El presente artículo describe la inclusión de un módulo de tratamiento de imagen dentro del proyecto MIRACLE y los distintos submódulos de los que consta, con el fin de solucionar los problemas expuestos.

### 2. Método

El módulo de tratamiento de imagen puede dividirse en los submódulos que se representan en el diagrama de la figura



Figura 2. Diagrama de bloques del módulo de tratamiento de imagen

Título	A new 3D paradigm for metal artifact reduction in dental CT	
Autores	Valery Naranjo, Roberto Lloréns, Mariano Alcañiz, Rafael Verdú-Monedero, Jorge Larrey-Ruiz, Juan Morales-Sánchez	
Congreso	International Conference on Image Processing (ICIP 2011)	
Año	2011	Páginas

## A NEW 3D PARADIGM FOR METAL ARTIFACT REDUCTION IN DENTAL CT

V. Naranjo, R. Lloréns, M. Alcañiz\*

R. Verdú-Monedero, J. Larrey-Ruiz, J. Morales-Sánchez†

13BH, Universidad Politécnica de Valencia  
Valencia, Spain

Universidad Politécnica de Cartagena,  
Cartagena, Spain

### ABSTRACT

The presence of metal artifacts in dental CT prevents the correct exploration and planning of dental interventions. This paper addresses a new paradigm in metal artifact reduction that uses the backprojected data available in the DICOM files. The method, based on variational image registration and morphological lambda reconstruction, enhances the image quality using not only the information of the artifacted image (horizontal approach) but also the information of adjoining images (vertical approach). Some preliminary results involving different CT scanners and patients are presented and discussed.

**Index Terms**— Metal artifact reduction, dental CT, variational image registration, morphological lambda reconstruction

### 1. INTRODUCTION

CT scan has become a standard tool for medical examination. The data acquired from CT studies are usually reformatted in 2D images by means of the filtered back projection (FBP) method. When objects with high density are present in a CT scan, the method induces nonlinearities that have a highly negative impact on the images, giving rise to the appearance of radial patterns known as streaking and beam hardening. This is a common problem in dental CT due to the presence of dental fillings (usually gold or amalgam) and implants (usually titanium). At the same time, the use of computer applications for the diagnosis and the planning of dental surgery is usual among dentists and surgeons. These applications represent a 3D reconstruction of the patient's anatomy and allow the *ex vivo* exploration and manipulation of the data as well as the planning of the surgery. The metal artifacts make the visualization of the 2D sections difficult and distort the 3D reconstruction. A metal artifact reduction (MAR) processing is therefore needed to adapt the CT data to dental planning tools.

Most of the previous work in the MAR field use the CT raw data. There are several approaches to the problem. On

one hand, some of them reconstruct the image with the FBP and detect the artifacted areas so as to replace that information. Kallender et al. [1] proposed a method to linearly interpolate the problematic data in the projection domain and then replace the affected image data. Afterwards, Watzke et al. [2] and Yu et al. [3] reviewed the method improving its performance. Shiyong et al. [4] proposed a similar approach using a wavelet-based interpolating method. On the other hand, there are other methods which avoid the FBP, such as the method presented by Wang et al. [5] which considers the CT scan as a deblurring problem, and the one proposed lately by Murphy et al. [6] which tries to maximize the similarity among the data and their estimations minimizing the I-divergence.

Nevertheless, the great majority of the aforementioned software applications (to plan the dental surgery) do not have the raw data available and therefore use the backprojected data to reconstruct the patient's anatomy, so MAR methods are needed in this domain. Sohmura et al. [7] proposed a method that uses a cast of the patient's anatomy to replace the artifacted data. Tognola et al. [8] presented a method to enhance the image contrast before reconstructing the volume. In a similar way, Naranjo et al. [9] proposed a method which filters the metal artifacts in the polar domain.

The MAR methods presented above use information of the current affected slice, either its raw data or its backprojected data, to enhance itself. This paper presents a new method which uses the information of the adjoining slices of an affected one to detect its artifacted areas and remove them.

### 2. THE METHOD

In order to detect the artifacted areas of a slice, the method performs a comparison between the artifacted slice and a clean adjacent slice. To ensure a successful comparison two methodologies are taken into account: image registration and morphological filtering. Figure 1 shows the block diagram of the method, where  $I_i$  is the original artifacted slice and  $I_j$  is the clean image closest to  $I_i$ . The main idea of the method consists in defining a binary mask, in which the artifacted areas/pixels are set to "1" (artifacted) and the rest are set to "0" (non-artifacted). With this aim, the residue resulting from the  $\lambda$ -reconstruction filtering and the original artifacted image is

\*This work has been supported by the project MIRACLE (DPI2007-66782-C03-01-AR07) of Spanish *Ministerio de Educación y Ciencia*.

†This work is partially supported by *Ministerio de Ciencia e Innovación*, under grant TEC2009-12675/TEC.