

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS  
INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN

UNIVERSIDAD DE CANTABRIA



*Proyecto Fin de Carrera*

**TÉCNICAS DE UMBRALIZACIÓN PARA LA  
DETECCIÓN DE ANOMALÍAS EN LA PARED  
AÓRTICA MEDIANTE OCT**

**(Thresholding techniques for the detection  
of abnormalities in the aortic wall by OCT)**

Para acceder al Título de

**INGENIERO TÉCNICO DE TELECOMUNICACIÓN**

Autor: Vanesa González Martínez  
Octubre – 2013

## **INGENIERÍA TÉCNICA DE TELECOMUNICACIÓN**

### **CALIFICACIÓN DEL PROYECTO FIN DE CARRERA**

**Realizado por: Vanesa González Martínez**

**Director del PFC: Olga Conde Portilla**

**Título:** “Técnicas de umbralización para la detección de anomalías en la pared aórtica mediante OCT”

**Title:** “Thresholding techniques for the detection of abnormalities in the aortic wall by OCT”

**Presentado a examen el día: 31 de Octubre de 2013**

para acceder al Título de

### **INGENIERO TÉCNICO DE TELECOMUNICACIÓN, ESPECIALIDAD EN SISTEMAS ELECTRÓNICOS**

Composición del Tribunal:

Presidente (Apellidos, Nombre): Lomer Barboza, Mauro

Secretario (Apellidos, Nombre): Conde Portilla, Olga María

Vocal (Apellidos, Nombre): Valle López, Luis

Este Tribunal ha resuelto otorgar la calificación de: .....

Fdo.: El Presidente

Fdo.: El Secretario

Fdo.: El Vocal

Fdo.: El Director del PFC  
(sólo si es distinto del Secretario)

Vº Bº del Subdirector

Proyecto Fin de Carrera Nº  
(a asignar por Secretaría)

## **AGRADECIMIENTOS**

---

Quiero agradecer especialmente a mi tutor de proyecto Olga Conde Portilla por darme la oportunidad de realizar este proyecto y por su dedicación y paciencia.

A Eusebio Real Peña por su aportación y ayuda con Matlab.

A mis compañeros de la universidad, vosotros sabéis quienes, por todo lo que hemos pasado juntos y por ser más amigos que compañeros.

Y por último y más importante a mis padres, por su grandísimo esfuerzo para que pudiera llegar hasta aquí y a mi hermano por ser un ejemplo a seguir, gracias a los tres por vuestro apoyo incondicional en todo momento.

## TABLA DE CONTENIDO

---

|                                                           |           |
|-----------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Agradecimientos.....</b>                               | <b>03</b> |
| <b>Capítulo 1 Introducción.....</b>                       | <b>05</b> |
| 1.1 Introducción y motivación.....                        | 06        |
| 1.2 Objetivos.....                                        | 08        |
| 1.3 Estructura del documento.....                         | 09        |
| <b>Capítulo 2 Tomografía de coherencia óptica.....</b>    | <b>10</b> |
| 2.1 Introducción.....                                     | 11        |
| 2.2 Interferometría de baja coherencia.....               | 13        |
| 2.2.1 Coherencia.....                                     | 13        |
| 2.2.2 Interferometría.....                                | 14        |
| 2.3 Tomografía de coherencia óptica.....                  | 16        |
| <b>Capítulo 3 Técnicas de segmentado de imágenes.....</b> | <b>21</b> |
| 3.1 Introducción.....                                     | 22        |
| 3.2 Métodos de segmentación.....                          | 22        |
| 3.2.1 Umbral.....                                         | 22        |
| 3.2.2 Región creciente.....                               | 23        |
| 3.2.3 Clasificadores.....                                 | 23        |
| 3.2.4 Agrupamiento.....                                   | 24        |
| 3.2.5 Campos aleatorios de Markov.....                    | 25        |
| 3.3 Discusión.....                                        | 26        |
| <b>Capítulo 4 Técnica aplicada basada en umbral.....</b>  | <b>27</b> |
| 4.1 Técnica del valor umbral-Otsu.....                    | 28        |
| 4.1.1 Introducción.....                                   | 28        |
| 4.1.2 Elección del valor umbral.....                      | 28        |
| 4.2 Filtro.....                                           | 30        |
| 4.2.1 Introducción.....                                   | 30        |
| 4.2.2 Filtro de mediana.....                              | 31        |
| 4.3 Técnica aplicada.....                                 | 31        |
| 4.3.1 Detección del borde.....                            | 31        |
| 4.3.2 Identificación de anomalías.....                    | 34        |
| <b>Capítulo 5 Resultados.....</b>                         | <b>38</b> |
| 5.1 Datos de partida.....                                 | 39        |
| 5.2 Detección de frontera de la muestra.....              | 39        |
| 5.3 Identificación de anomalías.....                      | 41        |
| 5.3.1 Parámetros.....                                     | 41        |
| 5.3.2 Combinación de parámetros.....                      | 45        |
| <b>Capítulo 6 Conclusiones.....</b>                       | <b>54</b> |
| 6.1 Líneas futuras.....                                   | 56        |
| <b>Capítulo 7 Referencias.....</b>                        | <b>57</b> |

## **Capítulo 1**

# ***Introducción***

## Capítulo 1 Introducción

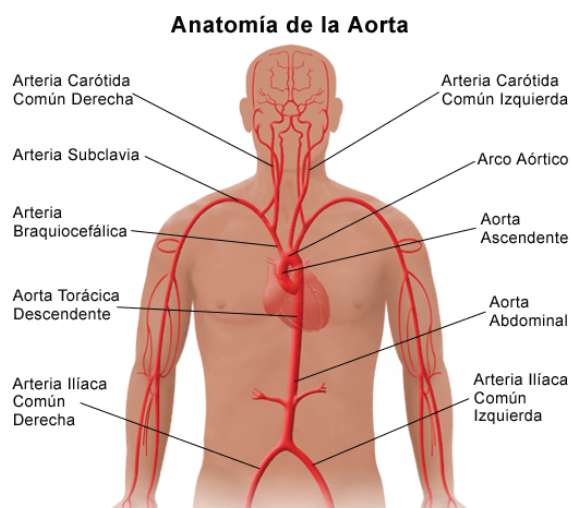
---

### 1.1 Introducción y motivación

---

Las enfermedades cardiovasculares causan más de una tercera parte de las muertes en los países desarrollados. Una de las enfermedades cardiovasculares más relevantes debido a su dificultad diagnóstica, dificultad de tratamiento y alta mortalidad es el aneurisma de aorta [1].

La aorta es el vaso sanguíneo principal del cuerpo, se extiende hacia arriba desde el ventrículo izquierdo del corazón, luego hace una curva hacia el tórax hasta el abdomen donde se divide para suministrar sangre a las piernas (**Figura 1.1**). Dependiendo de la zona anatómica por la que transcurre recibe un nombre: aorta ascendente, arco aórtico, aorta torácica, aorta abdominal.

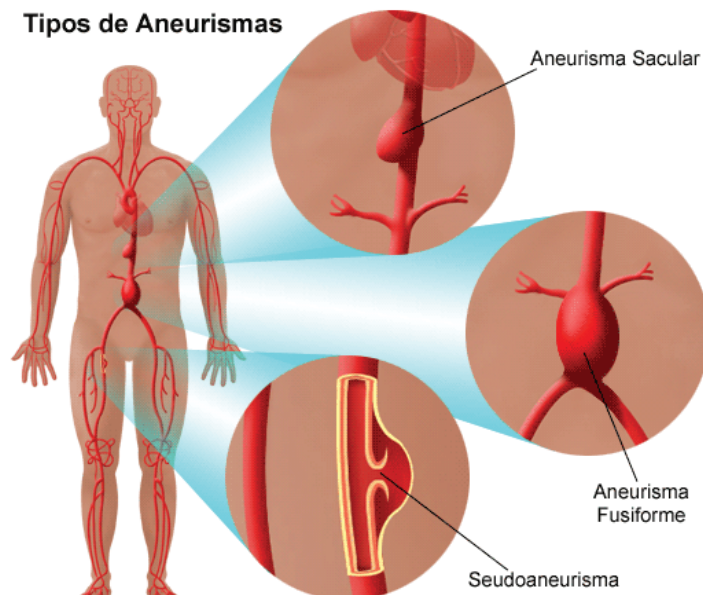


**Figura 1.1** Zonas anatómicas de la arteria aorta

La aorta está sometida a alta presión ya que recibe un gran flujo de sangre a ráfagas en los ciclos de bombeo del corazón, que tendrá que suavizar para distribuir de forma uniforme por el cuerpo, por este motivo las paredes de la aorta en comparación con el resto de vasos sanguíneos se caracterizan por un mayor grosor y una mayor capacidad elástica, proporcionada por un gran número de fibras y células musculares.

Las enfermedades de la aorta se deben principalmente a un debilitamiento de la pared de la arteria, haciendo que pierda sus propiedades de consistencia y elasticidad y que puede provocar un hinchamiento del diámetro de la aorta llamado aneurisma, el cual si no es tratado adecuadamente puede producir la rotura de la pared provocando una hemorragia interna que derive en el fallecimiento del paciente.

La pared de la aorta se puede dividir en tres capas, íntima, media y adventicia, un aneurisma afecta a las tres capas, aunque normalmente a la capa media, pudiendo afectar a todo el diámetro de la pared (aneurisma fusiforme), o sólo a una porción de la circunferencia (aneurisma sacular). Existe también el llamado pseudoaneurisma o falso aneurisma que consiste en una perforación de la capa íntima. El pseudoaneurisma conlleva menor riesgo ya que no afecta a la totalidad de la pared (**Figura 1.2**).



**Figura 1.2** Representación de la aorta en el cuerpo y comparativa entre aneurisma sacular, aneurisma fusiforme y pseudoaneurisma

Los aneurismas se pueden producir en cualquier parte del cuerpo, aunque los más frecuentes son los aneurismas de aorta abdominal y los más peligrosos los de aorta ascendente y aorta torácica. El diagnóstico de esta enfermedad se realiza a través de pruebas de imagen como el TAC (tomografía axial computarizada) y RMN (resonancia magnética nuclear) entre otras, estas técnicas se basan en el engrosamiento del diámetro de la arteria para diagnosticar la enfermedad y no en el propio debilitamiento de la pared.

El diámetro del aneurisma entre otras valoraciones, indica cual es el mejor momento para realizar la intervención quirúrgica, por ejemplo según la zona en la que se encuentre el engrosamiento podemos considerar un riesgo elevado se rotura las siguientes medidas:

- Aneurisma de aorta ascendente: diámetro superior a 5 cm.
- Aneurisma de arco aórtico: diámetro superior a 5,5 cm.
- Aneurisma de aorta torácica: diámetro superior a 5,5 cm.

La intervención quirúrgica consiste en la sustitución de la zona de la arteria dañada por una prótesis artificial biocompatible. Esta prótesis se ha de colocar en los extremos sanos que rodea la zona afectada por el aneurisma. Con este proyecto se pretende crear una herramienta que sirva de ayuda en quirófano para detectar esa zona de pared sana evitando colocar la prótesis en una zona aún afectada, pudiendo provocar pseudoaneurismas u otras complicaciones, y no extirpar más tejido de lo estrictamente necesario, lo que permitiría una operación mucho más sencilla en función de la zona que se evite seccionar.

## 1.2 Objetivos

---

El objetivo de este trabajo es hacer un estudio de imágenes OCT (Tomografía de coherencia óptica) de muestras de aorta donadas por pacientes, para la identificación de anomalías a través de técnicas de valor umbral. Para cumplir este objetivo se dividen las tareas en varios pasos intermedios:

- Detectar en la imagen la frontera superior de pared, eliminando la franja de aire superior, demostrando que la detección automática se aproxima a la detección manual de la misma.
- Identificación de anomalías en la muestra OCT a través de técnicas de valor umbral de la imagen.
- Aplicar un procesamiento automático de un conjunto de imágenes OCT para demostrar cuantitativamente la diferencia entre la identificación de anomalías en una imagen de una muestra sana y otra con aneurisma.



### 1.3 Estructura del documento

---

Este documento contiene unos conocimientos básicos tanto de aneurisma de aorta como de las técnicas de tomografía de coherencia óptica para llegar a las técnicas de valor umbral empleadas en dichas imágenes OCT.

- Este primer capítulo es una **introducción** a los aspectos más importantes sobre el aneurisma de arteria aorta.
- En el segundo capítulo se explica la técnica de **tomografía de coherencia óptica** y sus principales características.
- En el tercer capítulo es una recopilación de las **técnicas de umbral** más importantes y más extensamente en la utilizada en este trabajo.
- El cuarto capítulo se centra en explicar la **técnica aplicada** paso a paso tanto para la delimitación de la franja de aire como la detección de anomalías.
- El capítulo quinto resume los **resultados** obtenidos, en respuesta a los objetivos planteados en esta introducción.
- Por último, se cierra el documento con un capítulo dedicado a **conclusiones**, discusión de resultados y posibles **líneas futuras** que surgen de la realización del presente trabajo.

## **Capítulo 2**

# ***Tomografía de coherencia óptica***

## Capítulo 2 La técnica OCT (Tomografía de coherencia óptica)

---

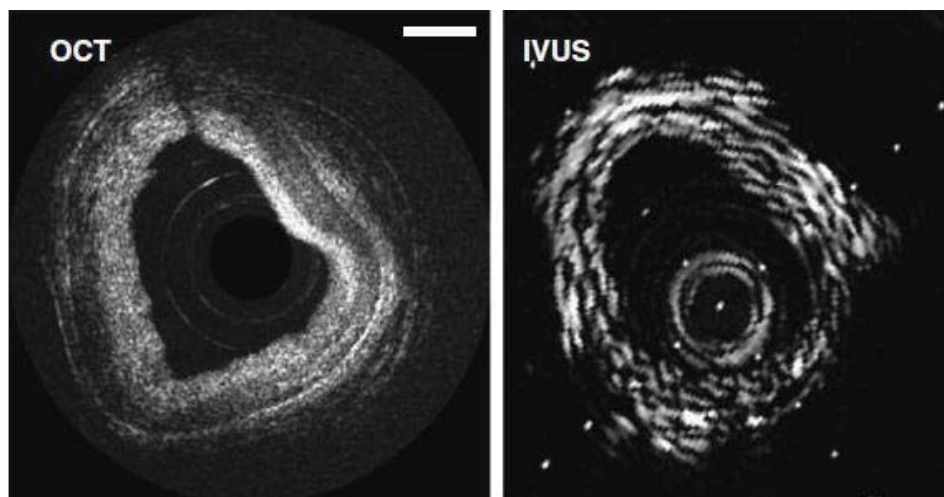
### 2.1 Introducción

---

La tomografía de coherencia óptica (OCT por sus siglas en inglés: Optical Coherence Tomography) es una técnica de imagen tomográfica basada en la interferometría de baja coherencia [2]. Esta técnica fue desarrollada para obtener imágenes de alta resolución en tejidos biológicos de una forma no invasiva en el año 1991. El principio de funcionamiento consiste en iluminar el tejido con una fuente de luz para medir el “eco óptico” que se produce en la muestra. La luz se esparcirá en el interior de la muestra, de forma que capturando de nuevo esa luz se tiene información de la muestra. Aplicando un proceso interferométrico a la luz reflejada, se puede construir un perfil de penetración, una imagen transversal del interior del tejido o incluso un cubo de tres dimensiones.

La principal ventaja de esta técnica frente a otras técnicas tomográficas utilizadas en medicina (rayos X, ultrasonidos, resonancia magnética) es que proporciona una mayor resolución y una mayor penetración, de entorno a los 2-3 milímetros, llegando incluso a 12 milímetros en equipos comerciales

El método de funcionamiento es muy similar al de ultrasonidos, el esquema de funcionamiento básico consiste en medir el eco de luz para la caracterización del tejido. Al igual que en ultrasonidos, tras obtener los ecos medios a lo largo de un eje estos se juntan formando una imagen. Sin embargo, OCT se sirve de la luz, lo que conlleva una mayor velocidad en el elemento de medida, que da una resolución mayor. En ultrasonidos la resolución es del orden de decenas o cientos de micras para frecuencias inferiores a 100MHz, con el problema de que tanto resolución como absorción aumentan con la potencia y se necesita obtener un compromiso. En OCT la resolución será independiente de la penetración (**Figura 2.1**), con lo que permite mejorar una y otra configurando diferentes elementos del sistema.



**Figura 2.1** Comparativa entre OCT y ultrasonidos en una arteria coronaria.

Con respecto a otras técnicas como la resonancia magnética y la tomografía computarizada (TAC), el enfoque es totalmente distinto. Mientras que estas últimas permiten obtener imágenes a nivel de órgano, con una menos resolución, la técnica OCT permite ver elementos de micras o decenas de micras. Esto resulta ideal para trabajar dentro de los vasos sanguíneos, por lo tanto tienen utilidades totalmente distintas (**Figura 2.2**).



**Figura 2.2** Izquierda: tomografía computarizada de tórax y aorta. Derecha: resonancia magnética de corazón y aorta.

El motivo por el que OCT proporciona una alta resolución es porque está basado en la interferometría de baja coherencia producida por fuentes de luz con estas características.

## 2.2 Interferometría de baja coherencia

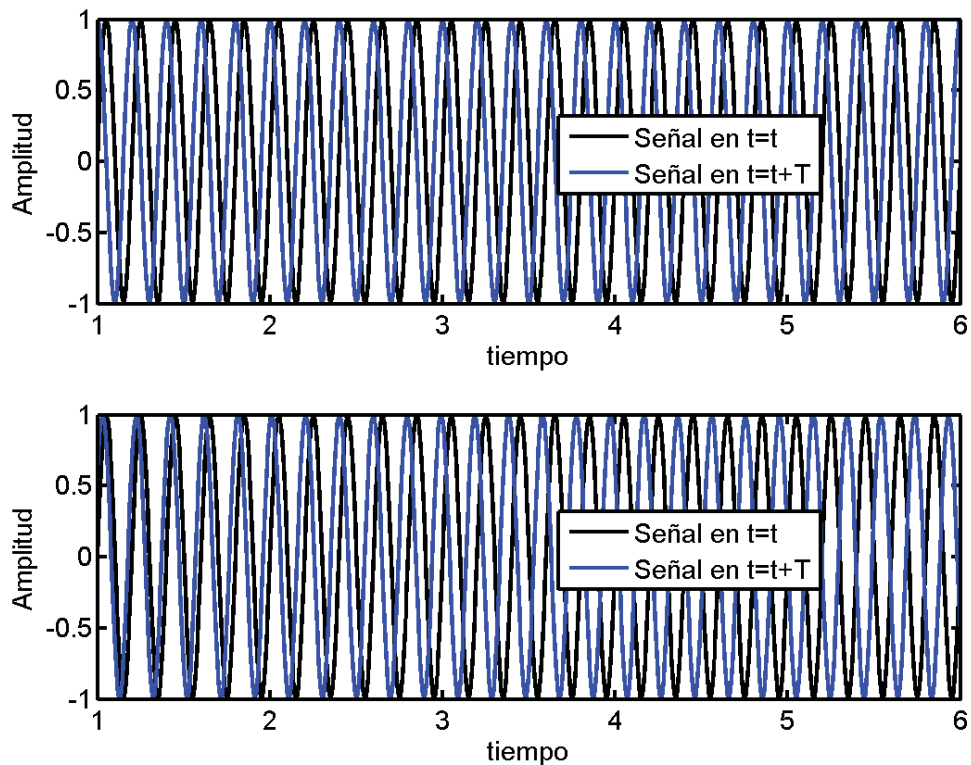
---

### 2.2.1 Coherencia

---

El término coherente normalmente se aplica a ondas que tienen la misma fase. En una misma onda se dice que dos puntos son coherentes cuando la relación entre sus fases es constante. De esta forma, conociendo la fase en un punto e instante, se puede conocer la fase del otro punto. La coherencia se puede manifestar de una forma temporal o espacial.

La coherencia temporal refleja el parecido de una onda con el paso del tiempo, hasta cuando es predecible el valor de fase a partir de un momento conocido. Esto está relacionado con el parámetro que se denomina tiempo de coherencia. Una fuente de luz de alta coherencia temporal será aquella cuya fase es predecible en el tiempo, lo cual ocurre con las fuentes monocromáticas ideales. Una fuente no ideal no será coherente, sino que tendrá un tiempo de coherencia que será mayor cuanto más coherente sea (**Figura 2.3**).



**Figura 2.3** Onda coherente (superior) e incoherente (inferior). En cada gráfica se muestra una onda en color negro y la misma onda un tiempo  $T$  después superpuesta, en azul. En el primer caso, la fase es constante entre los dos momentos  $t$  y  $t+T$ , por tanto la señal es coherente y tiempo de coherencia es infinito. En el segundo caso, la fase es distinta a lo largo del tiempo, por lo tanto se trata de una señal incoherente y el tiempo de incoherencia es finito.

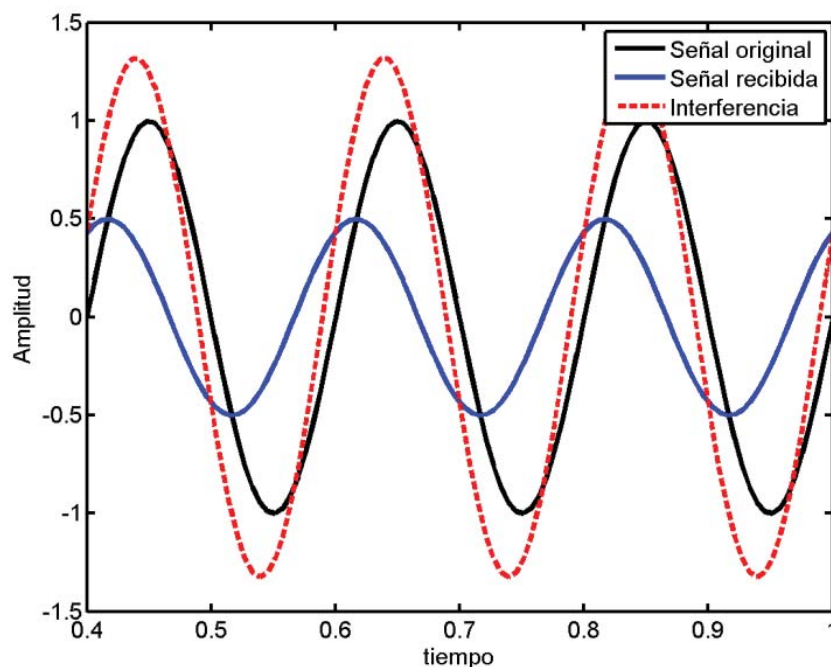
La coherencia espacial se refiere a la diferencia en la onda cuando se mide en dos puntos espaciales diferentes de la misma. Conocida la fase en un punto se puede conocer la fase en otro. Una fuente con un frente de onda puntual tendrá una alta coherencia espacial, mientras que una fuente con un frente de emisión amplio, producirá más diferencias entre los extremos del frente de ondas y tendrá una coherencia espacial baja.

### 2.2.2 Interferometría

---

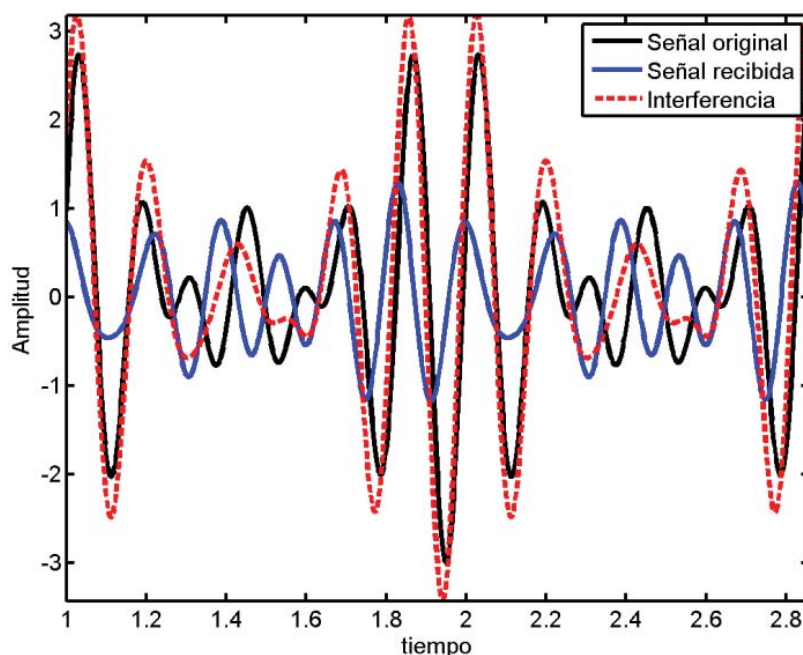
La interferometría es la medida de la interferencia entre ondas tras su suma, ya sea constructiva o destructiva en función del desfase entre esas ondas. Las técnicas interferométricas, entre ellas OCT, se basan en hallar el patrón de interferencia de una señal consigo misma tras entrar en contacto con la muestra a medir.

En el caso sencillo de una señal monocromática (una frecuencia) y coherente (diferencia de fase entre dos puntos constante), la onda verá modificada su amplitud y fase al entrar en el tejido pero seguirá siendo monocromática y coherente. Al interferir la onda modificada con el incidente se producirá una interferencia con una amplitud constante y una sola fase (**Figura 2.4**).



**Figura 2.4** Interferencia de una señal monocromática (negro) consigo misma tras un desfase y atenuación (azul). La interferencia resultante (rojo) tiene amplitud y fase constantes: sigue siendo monocromática y coherente.

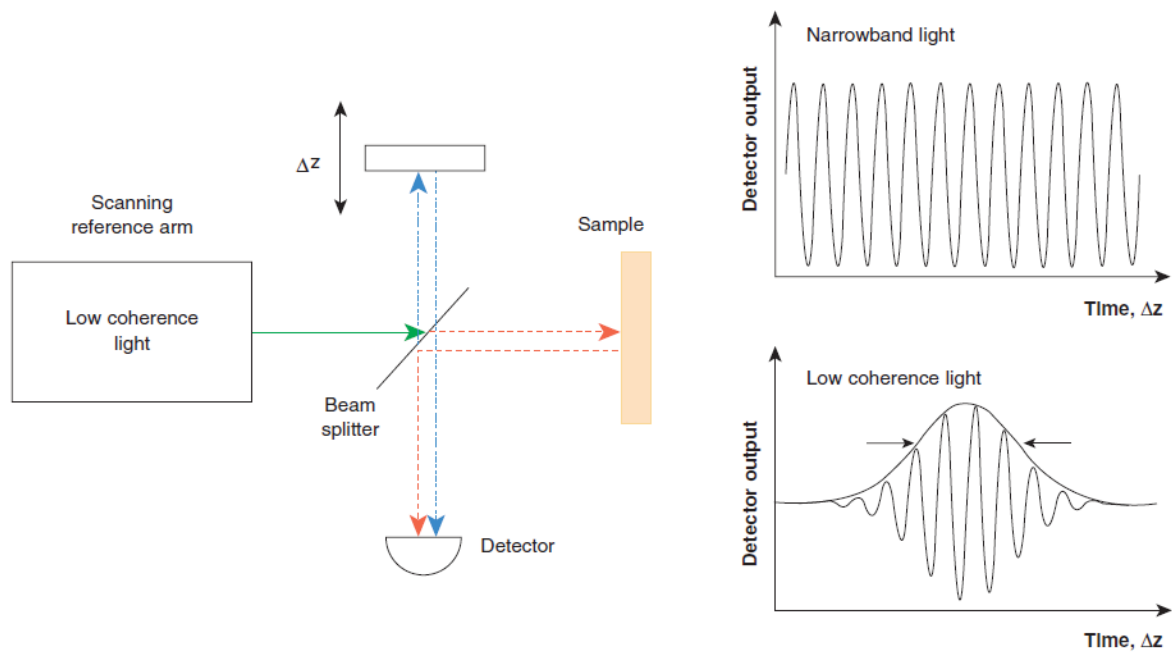
Si la señal no es monocromática, tendrá diferentes fases y amplitudes, esto hace que la señal sea de baja coherencia y sólo se pueda conocer la señal en la distancia de coherencia. Cuando se producen interferencias de esta señal con la muestra, se ven modificadas las amplitudes y fases de las distintas componentes de la señal (**Figura 2.5**). Se puede considerar que la interacción de la onda inicial con la muestra modificada una fase y una amplitud, con  $n$  longitudes de onda se modificarán  $n$  fases y  $n$  amplitudes, aportando por tanto más información.



**Figura 2.5** Interferencia de una señal policromática con tres tonos (negro) consigo misma tras un desfase y atenuación (azul). La interferencia resultante (rojo) tiene amplitud y fase no constantes, al igual que la señal inicial.

En general en interferometría de baja coherencia interesan fuentes de luz blancas, con un espectro de emisión ancho y plano, que permitan que todas las longitudes de onda interactúen con la muestra con igual nivel de potencia. Además deben ser fuentes estables a corto plazo para que no produzcan fluctuaciones en las medidas.

Un tipo de interferómetro muy utilizado en OCT es el interferómetro de Michelson (**Figura 2.6**) que consta de cuatro brazos: fuente, detector, muestra y referencia. La interferencia se produce entre la luz de referencia y el brazo de muestra.



**Figura 2.6** Interferómetro de Michelson como parte de un sistema de OCT. A la derecha señales detectadas en función de la coherencia de la fuente. Con una fuente coherente, la señal recibida es una sinusoidal. Con una fuente incoherente, la señal recibida será una sinusoidal de envolvente gaussiana, centrada en el punto donde la distancia del brazo de muestra y de referencia coincide y de ancho la longitud de coherencia de la fuente.

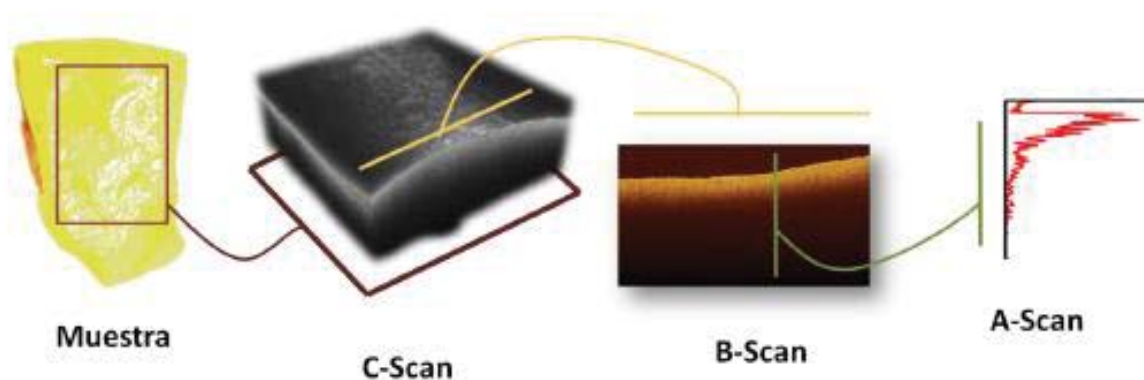
Cuando la fuente de luz utilizada es monocromática, la interferencia es una senoide mientras que con fuentes coloreadas, esto es, de ancho espectro, el patrón de interferencia tiene amplitud no uniforme. En este caso, la interferencia tiene su máxima amplitud en el punto donde coincidan las distancias entre brazo de muestra y de referencia. La envolvente de la interferencia será gaussiana y su ancho FWHM será el valor de longitud de coherencia de la fuente de luz.

## 2.3 Tomografía de coherencia óptica

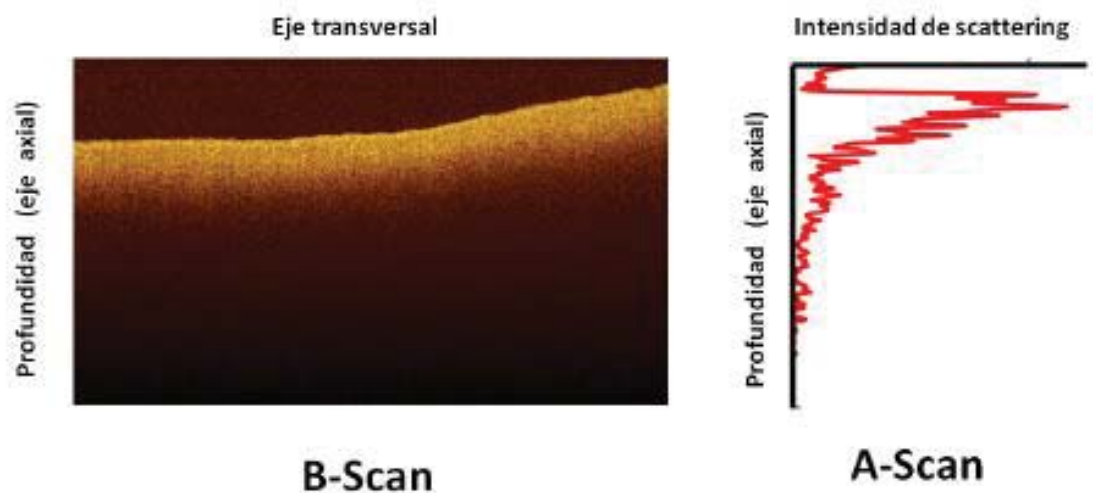
Las técnicas de OCT se dividen en dos ramas, según trabajen en el dominio temporal o de frecuencia. El esquema básico de funcionamiento es similar en ambos casos. En ambos dominios, el sistema OCT está compuesto por un interferómetro que combina la señal de muestra y un brazo de referencia para detectar el patrón de interferencia entre ambas. Dicho patrón depende de la diferencia de caminos ópticos entre ambos brazos. Por tanto, la variación de caminos ópticos será el elemento a barrer para penetrar a distintas profundidades en el tejido, siendo el método de barrido la principal diferencia entre unos y otros sistemas. La fuente de luz será también característica de cada tipo de sistema, teniendo todas en común la característica de baja coherencia que se traduce en una gran anchura espectral.



La captura básica en un sistema OCT se llama A-scan y se toma focalizando la lente en un punto fijo de la muestra. Tras aplicar todo el proceso de interferometría y procesado se tiene un perfil de intensidad de luz retro-esparcida frente a profundidad de penetración (**Figura 2.7**). El siguiente paso consiste en focalizar la lente en otro punto adyacente para tomar otro A-scan, de forma que un conjunto de A-scan forma un B-scan, es decir, una imagen transversal del tejido donde se puede ver la intensidad de luz frente a la profundidad de penetración. Además se puede hacer un barrido adicional en otro eje, tomando un conjunto de varios B-scan para formar un C-scan o cubo tridimensional. Todos los sistemas OCT emplean galvanómetros para mover un espejo frente a la lente de captura que permite variar el punto de captura y obtener los B-scan y c-scan.



**Figura 2.7 a)** Resultados de medida realizadas con un sistema de OCT. De la muestra a medir se obtienen A-scans (perfil de penetración) en cada punto. Varios A-scan forman un B-scan y varios B-scan forman un c-scan.



**Figura 2.7 b)** Resultados de medidas realizadas con un sistema de OCT: B-scan y A-scan. Un a-scan es una medida del perfil en profundidad en base a la intensidad de scattering capturada. La agrupación de varios A-scan forma un B-scan, que muestra una imagen del interior del tejido visto desde la superficie hacia la profundidad de este.

Las principales características de un sistema OCT son su relación axial, resolución lateral, penetración máxima y relación señal ruido (SNR). La resolución axial,  $\Delta z$ , viene dada por la longitud de coherencia de la fuente  $l_c$ . Al interferir la señal consigo misma un tiempo después, la interferencia es la autocorrelación de dicha señal. La envolvente de esta función es equivalente a la transformada de Fourier del espectro de la fuente, por lo que el ancho de esa función de autocorrelación es inversamente proporcional al ancho del espectro. Asumiendo una fuente de espectro gaussiano, se tiene:

$$\Delta z = l_c = \frac{2 \cdot \ln(2)}{n \cdot \pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \quad (2.1)$$

Siendo  $\lambda_0$  la longitud de la onda central de la fuente y  $\Delta \lambda$  su anchura espectral a anchura mitad (FWHM). El índice de refracción  $n$  de la muestra es también un limitante de la resolución.

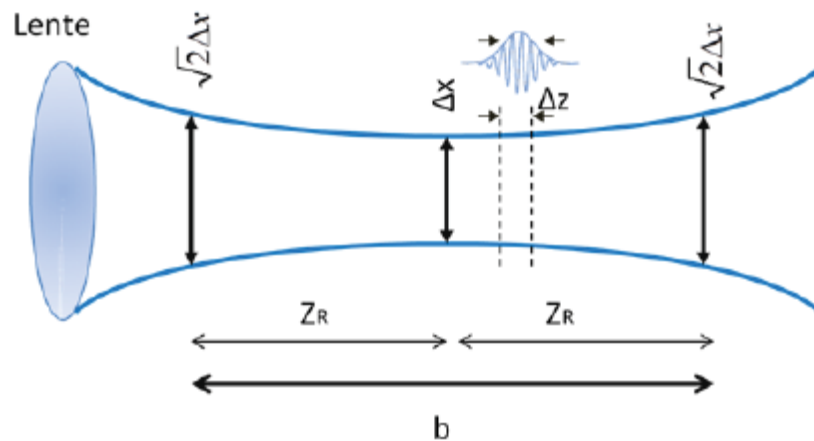
La resolución lateral o transversal,  $\Delta x$ , viene dada por las características de la óptica focalizadora al igual que en microscopia convencional.

$$\Delta x \approx \frac{4\lambda_0}{\pi} \frac{f}{d} = \frac{2\lambda_0}{\pi A \cdot N}. \quad (2.2)$$

Donde  $f$  es la distancia focal de la lente, del radio del haz a focalizar y  $A \cdot N$  la apertura numérica de la lente. Se aprecia como la resolución lateral es independiente de la resolución axial, por lo que en OCT se pueden mejorar ambas sin perjuicio entre ellas. Sin embargo, la profundidad de enfoque también depende de la apertura numérica, por lo tanto hay que llegar a una solución de compromiso con la resolución lateral.

Al focalizar la lente en la muestra se tiene un esquema de focalización en función de la apertura numérica de la lente (**Figura 2.8**). El punto más estrecho da la resolución lateral del sistema. A partir de este punto, se define la región de Rayleigh ( $Z_r$ ) como aquella donde el área de enfoque es doble, y el parámetro confocal ( $b = 2Z_r$ ). Se define la profundidad de enfoque o parámetro confocal  $b$  como:

$$b = 2Z_r = \frac{\pi \Delta x^2}{2\lambda_0} \quad (2.3)$$



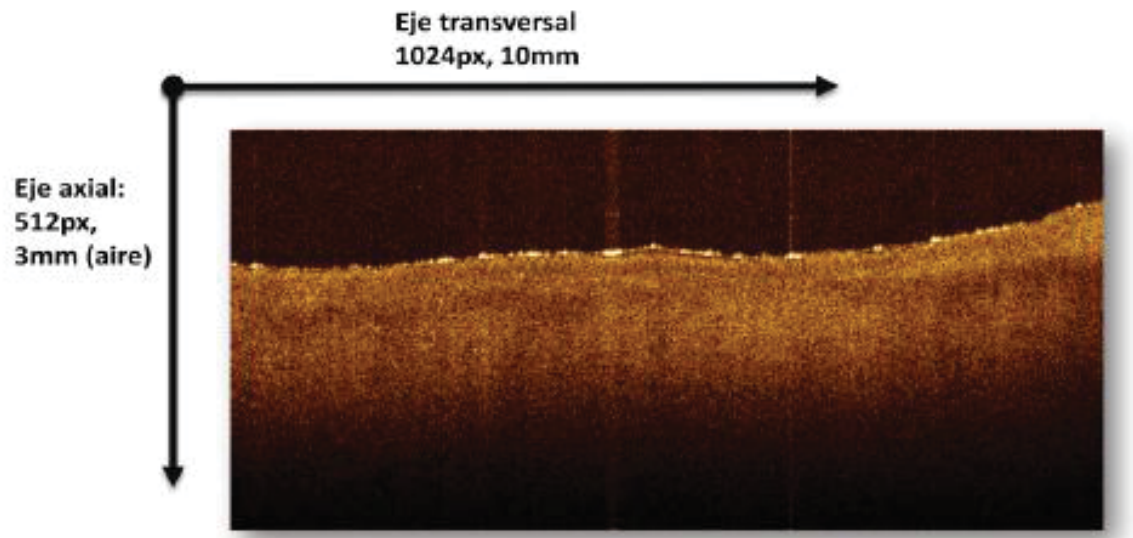
**Figura 2.8** Sección de enfoque de un sistema terminado en una lente para un haz gaussiano.  $Z_R$  indica la región de Rayleigh,  $b$  el parámetro focal. Se indican además la resolución axial ( $\Delta z$ ), lateral ( $\Delta x$ ) como el diámetro mínimo y las regiones de área del spot doble respecto a la mínima ( $\sqrt{2}\Delta x$ )

Lo descrito anteriormente es válido para los distintos tipos de sistemas OCT. El equipo utilizado en este proyecto es un equipo comercial OCS1300SS del fabricante Thorlabs con las siguientes características (**Figura 2.9**):

| System Specifications          |          | Imaging Specifications                    |                          |
|--------------------------------|----------|-------------------------------------------|--------------------------|
| Optical                        |          | 2D Cross-Sectional OCT Imaging Capability |                          |
| Center Wavelength              | 1325 nm  | Imaging Speed (512 Lines per Frame)       | 25 fps                   |
| Spectral Bandwidth (FWHM)      | >100 nm  | Maximum Imaging Size                      | 4,000 x 512 Pixels       |
| Axial Scan Rate                | 16 kHz   | Maximum Imaging Width                     | 10 mm                    |
| Coherence Length               | 6.0 mm   | Maximum Imaging Depth                     | 3.0 mm                   |
| Average Output Power           | 10 mW    | Transverse Resolution                     | 25 $\mu$ m               |
| Sensitivity                    | 100 dB   | Axial Resolution                          | 12/9 $\mu$ m (air/water) |
| Data Acquisition               |          | 3D Volumetric Imaging Capability          |                          |
| Analog/Digital Conversion Rate | 100 MS/s | Maximum Volume Size (L x W x D)           | 10 x 10 x 3 mm           |
| Analog/Digital Resolution      | 14 Bit   | Maximum Sampling Resolution (L x W x D)   | 1024 x 1024 x 512 Pixels |
| Analog/Digital Channels        | 2        | Imaging Time                              | Approx. 30 sec           |
| Analog Output Rate             | 1 MS/s   | Video Imaging Capability                  |                          |
| Analog Output Resolution       | 16 Bit   | CMOS Sensor                               | 5.78 x 4.19 mm           |
| Analog Output Channels         | 4        | Maximum Resolution                        | 510 x 492 Pixels         |
|                                |          | Imaging Speed                             | 20 fps                   |

**Figura 2.9** Resumen de características del equipo OCS1300SS.

Con este equipo se realizaron las capturas B-scan (**Figura 2.10**) con una configuración 512x1024 pixeles por imagen, para unas dimensiones reales 3x10mm, siendo la profundidad de visualización inferior a 3mm debido a la atenuación producida por el tejido.



**Figura 2.10** Dimensiones de las medidas tomadas con el equipo.

## **Capítulo 3**

# ***Técnicas de segmentación de imágenes***

## Capítulo 3 Técnicas de segmentación

---

### 3.1 Introducción

---

Para analizar y procesar las imágenes obtenidas a partir de la tomografía de coherencia óptica se utilizarán algoritmos de segmentación de imágenes. Los métodos para llevar a cabo las segmentaciones varían ampliamente dependiendo de la aplicación específica, tipo de imagen y otros factores. En la actualidad no existe un método de segmentación que alcance resultados aceptables para todo tipo de imagen médica, por lo tanto, la selección de un método apropiado para un problema de segmentación puede ser muy difícil [3].

### 3.2 Métodos de segmentación

---

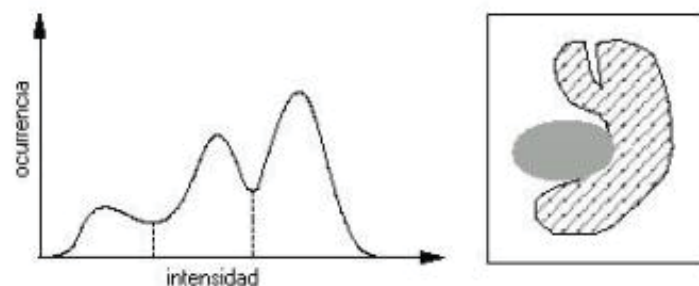
En este apartado se describen métodos generales de segmentación que normalmente se utilizan en segmentación de imágenes médicas. El objetivo es detectar áreas en la imagen que compartan unas propiedades específicas.

En este trabajo se va a utilizar uno de estos métodos de segmentación para detectar el borde de la muestra ya se encuentra una franja de aire en la parte superior y para distinguir dentro de la muestra entre tejido sano y tejido enfermo (segmentación).

#### 3.2.1 Valor umbral

---

La técnica basada en umbral (thresholding) segmenta imágenes creando una partición binaria de las intensidades de las imágenes. Estas técnicas tratan de determinar un valor de intensidad llamado umbral (threshold), que separa las clases deseadas. La segmentación se logra agrupando todos los píxeles cuyo valor de intensidad es menor que el umbral por un lado y los píxeles con valores de intensidad mayores que el umbral por otro (**Figura 3.1**).



**Figura 3.1** Histograma de intensidades de grises en la imagen mostrando los posibles umbrales (izquierda). Imagen en escala de grises (derecha).

La técnica del umbral es una técnica efectiva para obtener la segmentación de imágenes donde estructuras diferentes tienen intensidades constantes u otras características diferenciables.

Su principal limitación se encuentra en que su forma más simple sólo se genera dos clases y por lo tanto no se puede aplicar a imágenes multicanal. Además, la técnica de aplicación de umbrales usualmente no toma en cuenta las características espaciales de la imagen, lo que hace que sea sensible al ruido y a inhomogeneidades de intensidad.

### 3.2.2 Región creciente

---

Región creciente es una técnica para extraer regiones de la imagen que están conectadas bajo cierto criterio predefinido [3]. Este criterio puede estar basando en informaciones de intensidades y/o bordes de la imagen. En su forma más simple, este método requiere un punto semilla que es seleccionado manualmente por el usuario, y que extrae todos los píxeles conectados a la semilla, que tengan el mismo valor de intensidad.

Su desventaja principal es que requiere interacción manual para obtener el punto semilla. La región creciente también puede ser sensible al ruido, causando que las regiones extraídas tengan agujeros e incluso que se desconecten.

### 3.2.3 Clasificadores

---

Los métodos clasificadores son técnicas de reconocimiento de patrones que buscan segmentar un espacio característico derivado de la imagen usando datos con etiquetas conocidas. Un espacio característico es un rango espacial de cualquier función de la imagen, siendo las intensidades de la imagen el más común de los espacios característicos. Un histograma, es un ejemplo de un espacio característico 1D.

Los clasificadores son conocidos como métodos supervisados debido a que requieren datos de entrenamiento que son segmentados manualmente, para luego ser utilizados en la segmentación automática de nuevos datos. Hay una gran cantidad de maneras en la que los datos de entrenamiento pueden ser aplicados en los métodos de clasificación. Un clasificador simple es el clasificador del vecino más cercano, donde cada píxel es clasificado en la misma clase que el dato de entrenamiento con la intensidad más cercana. Los k vecinos más cercanos es una generalización de este método. Otros clasificadores utilizados son la ventana de Parzen y el clasificador de Bayes.

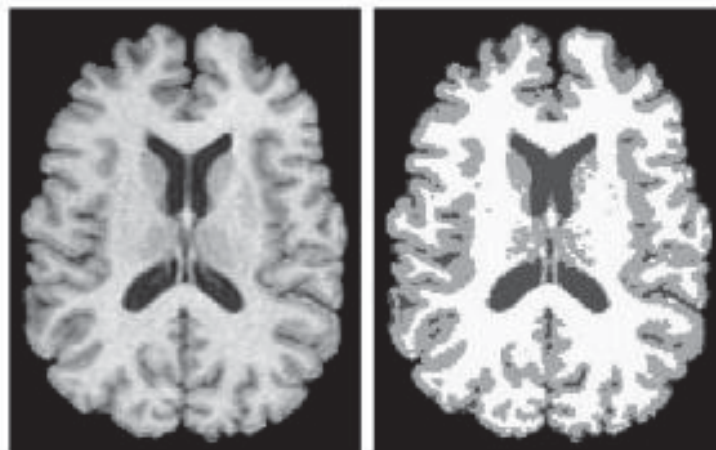
Los clasificadores estándares requieren que la estructura a ser segmentada posea características cuantificables distintas. Debido a que los datos de entrenamiento pueden ser etiquetados, los clasificadores pueden transferir estas etiquetas a los nuevos datos siempre que el espacio característico distinga cada etiqueta lo suficiente. Una desventaja de los clasificadores es que no obedecen a ningún modelo espacial. Otra desventaja es la necesidad de la interacción manual para obtener los datos de entrenamiento. Los conjuntos de entrenamiento pueden ser adquiridos para cada imagen que requiera segmentación, pero esto puede tomar mucho tiempo y esfuerzo.

### 3.2.4 Agrupamiento

---

Los algoritmos de agrupamiento llevan a cabo esencialmente la misma función que los métodos clasificadores, pero sin utilizar datos de entrenamiento. Por lo tanto, son métodos no supervisados. Para compensar la falta de los datos de entrenamiento, los métodos de agrupamiento alternan entre segmentar la imagen y caracterizar las propiedades de cada clase. En este sentido, los métodos de agrupamiento se entrenan a sí mismos usando los datos disponibles. Un algoritmo de agrupamiento común es el algoritmo de las K-medias o algoritmos ISODATA.

Este algoritmo agrupa datos calculando iterativamente la media de la intensidad para cada clase y segmentando la imagen mediante la clasificación de cada pixel en la clase con la media más cercana (**Figura 3.2**).



**Figura 3.2** Imagen original (izquierda). Segmentación usando el algoritmo de las k-medias (derecha).



Aunque los algoritmos de agrupamiento no requieren que los datos se entrenen, si requieren una segmentación inicial. Como los métodos de clasificación, los algoritmos de agrupamiento no incorporan directamente un modelo espacial. De cualquier forma, esta falta de modelado espacial puede proveer ventajas significativas para realizar cálculos velozmente. Es posible incorporar robustez al ruido usando campos aleatorios de Markov, como se describe en la sección siguiente.

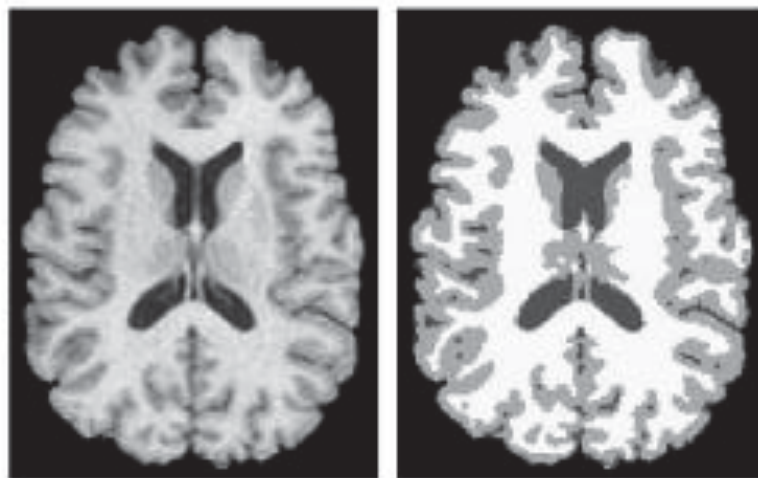
### 3.2.5 Campos aleatorios de Markov

---

Los modelos de campos aleatorios de Markov (MRF – Markov Random Fields) no son un método de segmentación en sí mismos, pero son unos modelos estáticos que puede ser usado dentro de los métodos de segmentación. Los MRF modelan las interacciones espaciales entre vecinos o píxeles cercanos. Estas correlaciones locales proveen un mecanismo para modelar una variedad de propiedades de la imagen. En el tratamiento de imágenes médicas, se utilizan frecuentemente para tomar en cuenta el hecho que la mayoría de los píxeles pertenecen a la misma clase a la que pertenecen sus píxeles vecinos. En términos físicos, esto implica que bajo la asunción del MRF, cualquier estructura anatómica que consista de un solo píxel tiene una probabilidad muy baja de ocurrir.

Los MRF son incorporados frecuentemente en los algoritmos de segmentación por agrupamiento, como las k-medias bajo un modelo Bayesiano previo. La **figura 3.3** muestra la robustez de la segmentación frente al ruido, resultante de un MRF previo.

Una dificultad asociada con los modelos MRF es la selección apropiada de los parámetros que controlan la fuerza de las interacciones espaciales. Una selección muy alta puede resultar en segmentación excesivamente suave y una pérdida de los detalles estructurales. Adicionalmente, los métodos MRF usualmente requieren algoritmos computacionales intensivos. A pesar de estas desventajas, los MRF son ampliamente utilizados no sólo para modelar clases de segmentación, sino también para modelar propiedades de texturas e inhomogeneidades de las intensidades.



**Figura 3.3** Imagen original (izquierda). Segmentación usando el algoritmo de k-medias usando un MRF previo.

### 3.3 Discusión

---

En este trabajo se utilizará como método de segmentación el método basado en la aplicación de umbrales. Con este método se intentará contrastar y resaltar las anomalías presentes en la pared arterial. Además, es un método de convencionalmente se aplica a imágenes obtenidas mediante la técnica OCT por lo que en este TFC se propone estudiar su viabilidad para el diagnóstico de la degradación de la pared aórtica.

## **Capítulo 4**

# ***Técnica de identificación basada en el umbral***

## Capítulo 4 Técnica aplicada

---

### 4.1 Técnica del valor umbral-Otsu

---

#### 4.1.1 Introducción

---

Como sucede con todos los métodos de segmentación, esta propuesta trata de asignar cada pixel a un cierto grupo o segmento entre los posibles para la imagen. La imagen a segmentar está compuesta por valores numéricos correspondientes a cada pixel, la pertenencia de un pixel a un cierto segmento se decide mediante la comprobación de su nivel de gris con un cierto valor umbral. El nivel de gris de un pixel equivale a su nivel de luminosidad y, en este caso, la luminosidad de la imagen está directamente relacionada con la reflectividad de la muestra del tejido.

Normalmente los métodos de aplicación de umbral convierte la imagen de partida en una imagen binaria. Es decir, se construyen dos segmentos, el fondo de la imagen y los objetos buscados. La asignación de un pixel a uno de los segmentos (0 y 1), se consigue comprando su nivel de gris con un cierto valor umbral establecido  $t$  (*threshold*). La regla de cálculo es la siguiente:

$$T_{global} \ g = \begin{cases} 0 & \text{si } g < t \\ 1 & \text{si } g \geq t \end{cases} \quad (4.1)$$

Donde  $T_{global}$  es el pixel segmentado;  $g$  es el valor de cada pixel y  $t$  es el valor del umbral.

#### 4.1.2 Elección del valor umbral (OTSU)

---

El punto clave en esta técnica es la elección del valor umbral adecuado. Esto se puede realizar de forma manual, pero normalmente se necesita un método que permita calcular este valor de forma automática. El histograma de la imagen será el elemento más importante para definir el valor umbral, tanto si se elige hacerlo de una forma manual como automática.

Después de consultar la literatura al efecto, y de realizar diferentes pruebas, se ha optado por el método de Otsu para el cálculo automático del valor umbral, así que se ha establecido como estándar para este trabajo.

El método de Otsu calcula el valor umbral de forma que la dispersión (distancia entre los valores respecto a un valor medio) dentro de cada segmento sea lo más pequeña posible, pero al mismo tiempo la dispersión sea lo más alta posible entre segmentos diferentes. Para ello se calcula el cociente entre ambas varianzas y se busca un valor umbral para el que este cociente sea máximo.

#### Exposición matemática del método de Otsu:

Como punto de partida tomamos dos segmentos de puntos ( $K_0(t)$  y  $K_1(t)$ ), que serán definidos a partir del valor umbral  $t$ .  $t$  es la variable que buscamos, y los dos segmentos son el resultado deseado en la segmentación.

Sea  $P(g)$  la probabilidad de ocurrencia del valor de gris  $0 < g < G$  (donde  $G$  es el valor de gris máximo). Entonces la probabilidad de ocurrencia de los píxeles en los dos segmentos es [4]:

$$(4.2) \quad K_0: P_0(t) = \sum_{g=0}^t p(g) \quad y \quad K_1: P_1(t) = \sum_{g=t+1}^G p(g) = 1 - P_0(t) \quad (4.3)$$

Si se toman dos segmentos, es decir, un único valor umbral, la suma de estas dos probabilidades dará evidentemente 1.

Si  $\bar{g}$  es la media aritmética de los valores de gris en toda la imagen, y  $\bar{g}_0$  y  $\bar{g}_1$  los valores medios dentro de cada segmento, entonces se pueden calcular las variancias dentro de cada segmento como:

$$(4.4) \quad \sigma_0^2(t) = \sum_{g=0}^t (\bar{g} - \bar{g}_0)^2 p(g) \quad y \quad \sigma_1^2(t) = \sum_{g=t+1}^G (\bar{g} - \bar{g}_1)^2 p(g) \quad (4.5)$$

El objetivo final es mantener la variancia dentro de cada segmento  $\sigma_{in}^2(t)$  lo más pequeña posible y conseguir que la variancia entre los dos segmentos  $\sigma_{zw}^2(t)$  sea lo más grande posible. Así define el parámetro  $Q(t)$  como el que tiene en cuenta esta relación entre varianzas:

$$Q(t) = \frac{\sigma_{zw}^2(t)}{\sigma_{in}^2(t)} \quad (4.6)$$

La variancia entre los segmentos es:

$$\sigma_{zw}^2(t) = P_0(t) \cdot (\bar{g} - \bar{g}_0)^2 + P_1(t) \cdot (\bar{g}_1 - \bar{g})^2 \quad (4.7)$$

La variancia dentro de los segmentos se obtiene de la suma de ambas:

$$\sigma_{in}^2(t) = P_0(t) \cdot \sigma_0^2(t) + P_1(t) \cdot \sigma_1^2(t) \quad (4.8)$$

El valor umbral  $t$  se elige de manera que el cociente  $Q(t)$  sea máximo.  $Q(t)$  es por lo tanto la medida buscada y que se deberá optimizar. De esta forma elegimos un valor umbral que optimiza los dos segmentos en términos de variancia.

El método de segmentación por valor umbral es muy sensible a las variaciones en la luminosidad. Por ello, a menudo se realizan técnicas de reducción de la borrosidad o de incremento de la nitidez en los bordes.

En este trabajo se han utilizado filtros de mediana para reducir la borrosidad de las imágenes tratadas. En el siguiente apartado se describirá el funcionamiento de este tipo de filtrado.

## 4.2 Filtro de mediana

---

### 4.2.1 Introducción

---

Los filtros tienen como objeto reducir el ruido y/o efectos espurios que puedan presentarse en una imagen a consecuencia del proceso de captura, digitalización y transmisión de la misma. El principal inconveniente de esta técnica es el enturbiamiento que se produce en la imagen, provocando el difuminado de los bordes, por lo que tienen que ser utilizados con cierta precaución ya que pudieran hacer desaparecer las características más significativas de las imágenes que pueden ser el objeto de búsqueda.

#### 4.2.2 Filtro de mediana

---

Dada una imagen  $f(i, j)$ , el procedimiento consiste en generar una nueva imagen  $g(i, j)$  cuya intensidad para cada píxel se obtiene promediando los valores de intensidad de los píxeles  $f(i, j)$  incluidos en un entorno de vecindad predefinido [4].

Es muy importante definir el tamaño de vecindad o tamaño de la máscara. Cuanto mayor sea el tamaño de la máscara, mayor será la reducción de ruido conseguido pero a costa de un mayor difuminado de los bordes.

### 4.3 Técnica aplicada

---

En este trabajo se han definido dos objetivos:

- La delimitación de la franja de aire en las imágenes OCT de muestras de aorta.
- La identificación de anomalías dentro de la misma.

En el siguiente apartado se describe el proceso seguido para ambos objetivos:

#### 4.3.1 Detección del borde

---

En las imágenes OCT de partida encontramos una franja de aire antes de que empiece el tejido de la muestra. El objetivo es detectar el borde de la muestra con la mayor precisión posible:

A continuación se muestra un esquema del procedimiento para la detección del borde de la muestra (**Figura 4.1**).

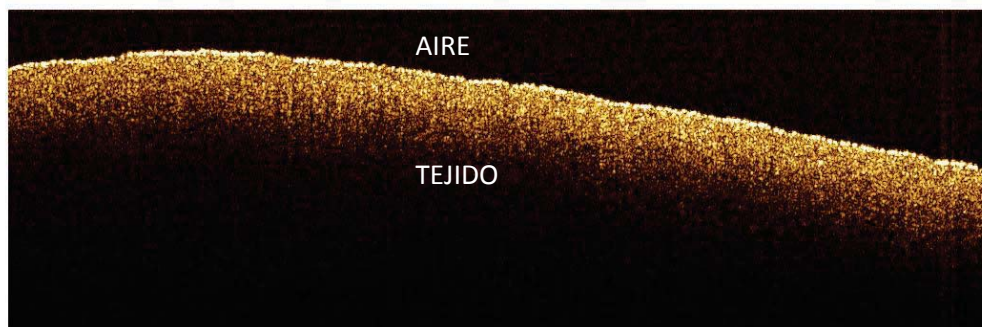
Técnica aplicada:



**Figura 4.1** Esquema de técnica aplicada para la detección del borde superior de la muestra.

#### 1. Imagen OCT

Se parte de la imagen OCT (**Figura 4.2**) en la que se aprecia el aire en la zona superior de la imagen. En algunas imágenes, y debido a la colocación libre del tejido a la hora de realizar la medida, aparecen artefactos debidos a la reflexión especular del haz de luz en la superficie del tejido. Este hecho se intenta corregir para que no influya en el reconocimiento del borde de la muestra.

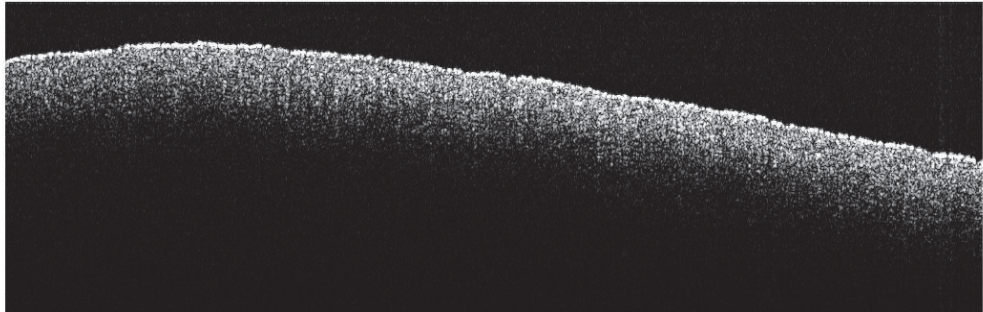


**Figura 4.2** Imagen OCT de una muestra de control



## 2. Imagen OCT en escala de grises

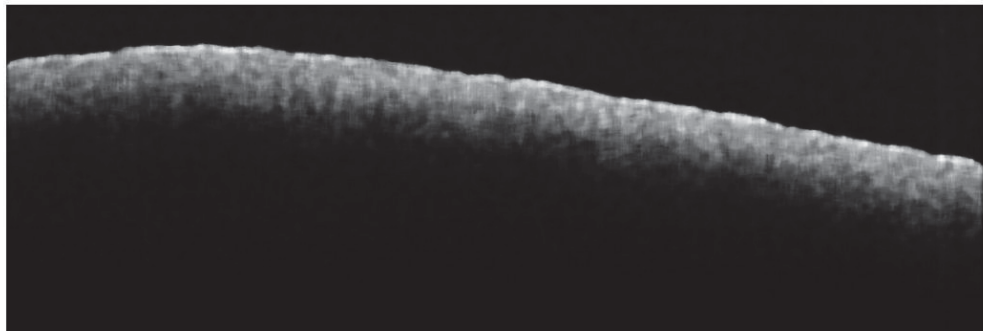
El primer paso es convertir la imagen a color en escala de grises, por lo que cada pixel representará un valor de intensidad (**Figura 4.3**).



**Figura 4.3** Imagen OCT representada en escala de grises

## 3. Filtro de mediana

A la imagen en escala de grises se le aplicará un filtro de mediana. Tras hacer un análisis previo con diferentes tamaños de máscara, se comprobó que la máscara 9x9 elimina los artefactos sin provocar un grave difuminado del borde de la muestra (**Figura 4.4**).



**Figura 4.4** Imagen enmascarada 9x9

## 4. Aplicación del método del valor umbral (Otsu)

Se aplica un umbral a la imagen siguiendo método de Otsu (**Figura 4.5**).



**Figura 4.5** Aplicación del método de Otsu en la imagen.

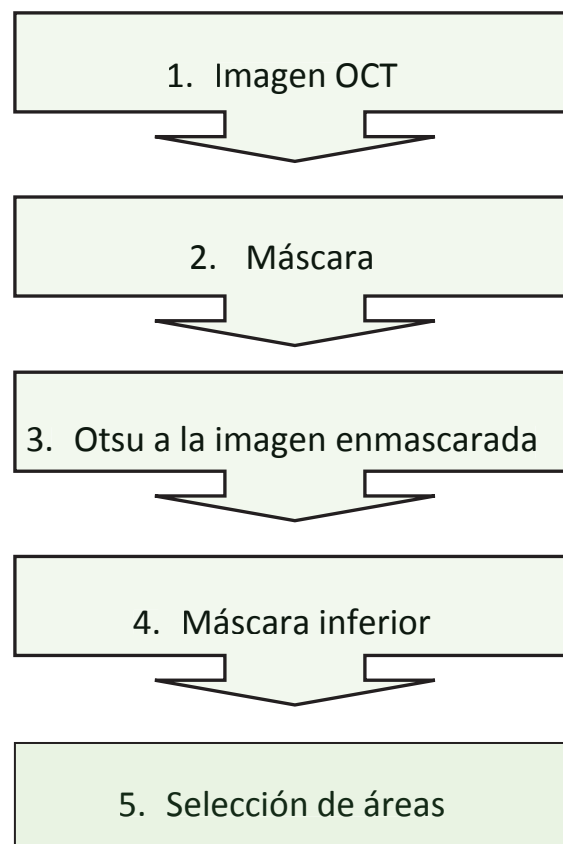
## 5. Detección del borde

A partir de la imagen anterior se puede detectar el borde del tejido como el primer pixel a valor 1 de la imagen anterior.

### 4.3.2 Identificación de anomalías

---

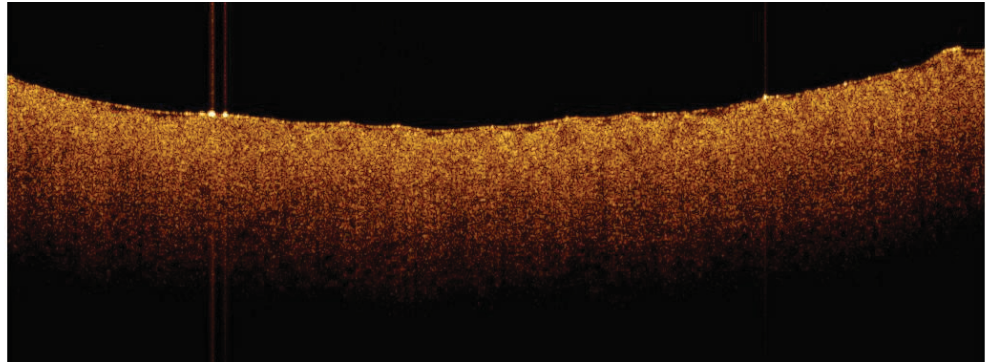
En este apartado se muestran los pasos seguidos para la detección de anomalías dentro de la muestra y poder hacer una distinción entre imágenes de muestras enfermas y sanas (**Figura 4.6**).



**Figura 4.6** Esquema de técnica aplicada para la detección de anomalías en la muestra.

## 1. Imagen OCT

Se parte de la imagen OCT (**Figura 4.7**).



**Figura 4.7** Imagen OCT

## 2. Máscara

2.1 Se convierte la imagen OCT a escala de grises

2.2 Se aplica el método del umbral a la imagen con el valor por defecto calculado automáticamente por el método Otsu (**Figura 4.8**).



**Figura 4.8** Otsu a la imagen OCT

2.3 Detectamos el borde superior e inferior de la imagen (o lo que es lo mismo, del tejido) para crear una máscara. Así los valores de los píxeles superiores de aire e inferiores donde no llega a penetrar la señal óptica no influirán en el valor de umbral para la segmentación y detección de anomalías haciendo de este un procedimiento más preciso (**Figura 4.9**).



**Figura 4.9** Máscara

2.4 Se enmascara la imagen OCT generando una nueva imagen que tan sólo contiene los píxeles del B-scan que están contenidos dentro de la máscara.

### 3. Otsu de la imagen enmascarada

Se aplica Otsu a la imagen OCT enmascarada en principio con el valor por defecto aunque se variara para poder llegar a un mejor resultado (**Figura 4.10**).



**Figura 4.10** Otsu sobre la imagen enmascarada

### 4. Máscara inferior

Al aplicar Otsu la parte inferior de la imagen en la que la intensidad va disminuyendo debido a la dispersión de la luz se nos segmenta como una anomalía para evitar esto, se crea una máscara inferior, cuyo tamaño se variara manualmente hasta conseguir eliminar esa dispersión (**Figura 4.11**).

## 5. Selección de áreas

Se seleccionan las áreas de un tamaño adecuado para evitar errores debido al ruido de la imagen. El tamaño del área de selección será uno de los parámetros del proceso. Áreas mayores implicarán el filtrado de áreas de huecos más grandes. Este tamaño se variará manualmente hasta conseguir el valor óptimo de área (**Figura 4.11**).



**Figura 4.11** Imagen segmentada con máscara inferior y selección de áreas

## **Capítulo 5**

# ***Resultados***

## Capítulo 5 Resultados

---

### 5.1 Datos de partida

---

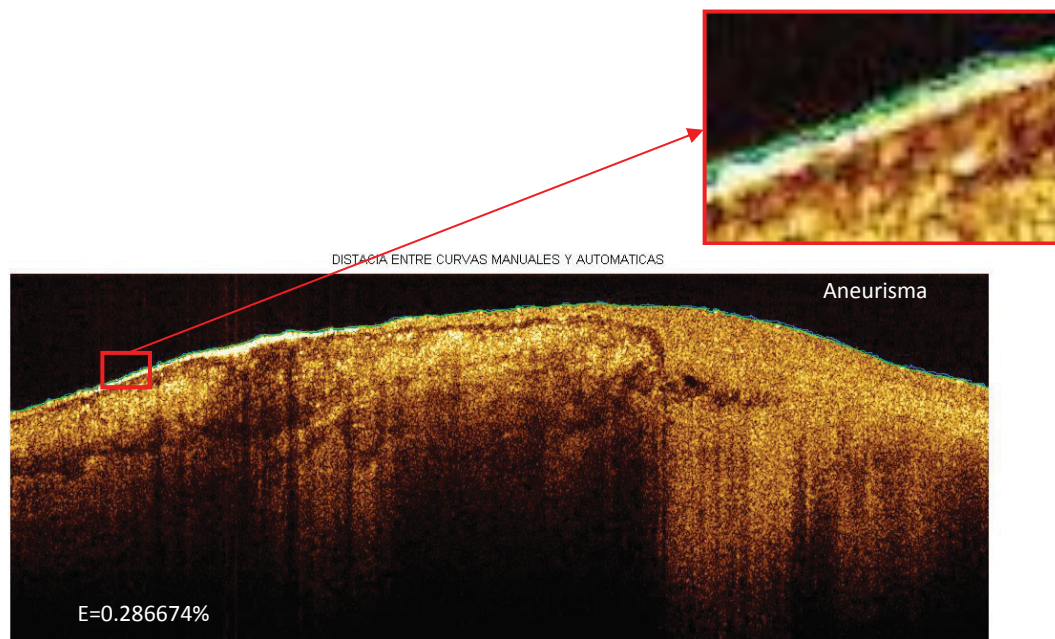
En este apartado se analizan los resultados obtenidos tras analizar 60 muestras OCT de 15 pacientes diferentes (4 muestras por paciente). Entre ellas encontramos muestras de aorta enfermas (aneurisma) y muestras de aorta sanas (control).

### 5.2 Detección de la frontera de la muestra

---

Para comprobar la validez de la técnica aplicada para la detección del borde de la muestra, se compara este borde con un borde dibujado de forma manual. Se calcula la distancia entre los dos bordes y se calcula el porcentaje de error.

A continuación se muestran algunas de las imágenes. Se pueden ver tanto el borde manual (azul) como el calculado automáticamente (verde) y el error en distancia cometido expresado en porcentaje (**Figuras 5.1-5.4**).



**Figura 5.1** Representación de detección de borde manual (azul) y automático (verde)



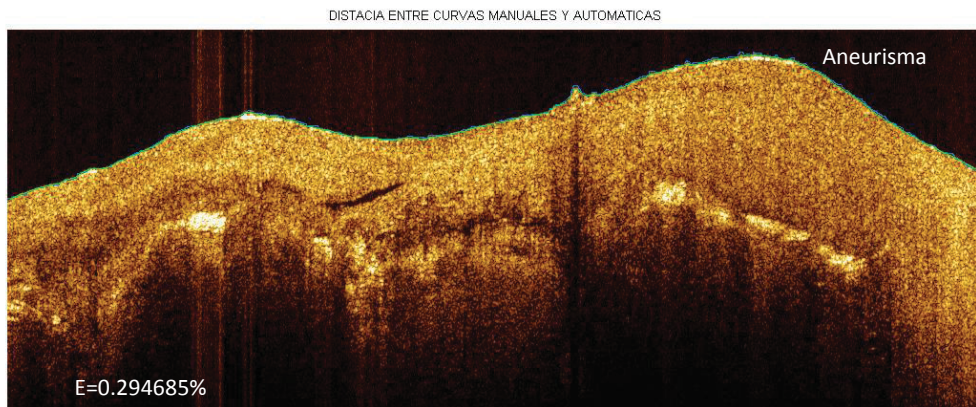


Figura 5.2 Representación de detección de borde.

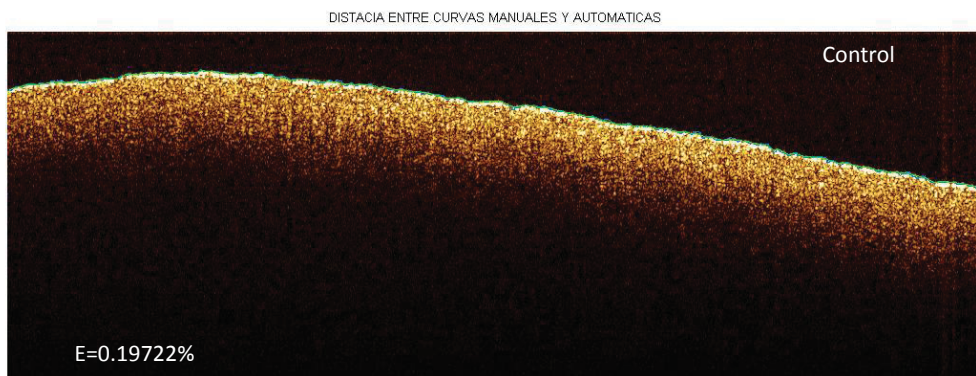


Figura 5.3 Representación de detección de borde.

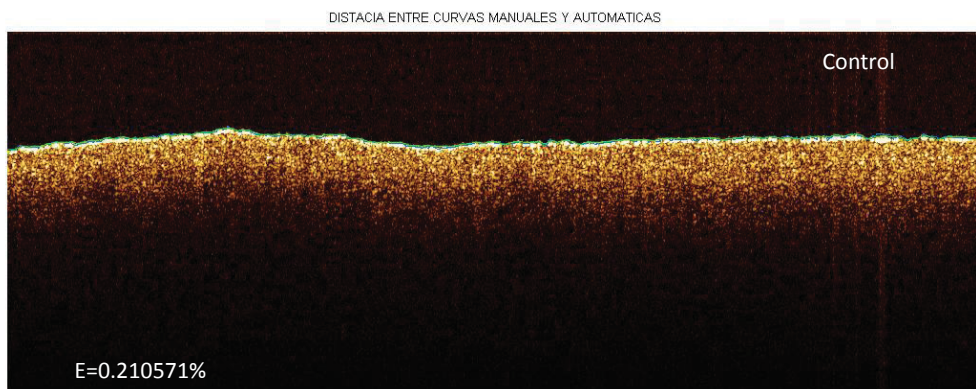


Figura 5.4 Representación de detección de borde.

El error promedio entre el borde manual y el borde automático, obtenido para todas las muestras analizadas, es del orden de **0.3%** lo que se considera aceptable.



## 5.3 Identificación de anomalías

---

Para la identificación de anomalías en la muestra se han variado algunos parámetros que a continuación se describen y que han sido modificados manualmente hasta llegar al resultado óptimo.

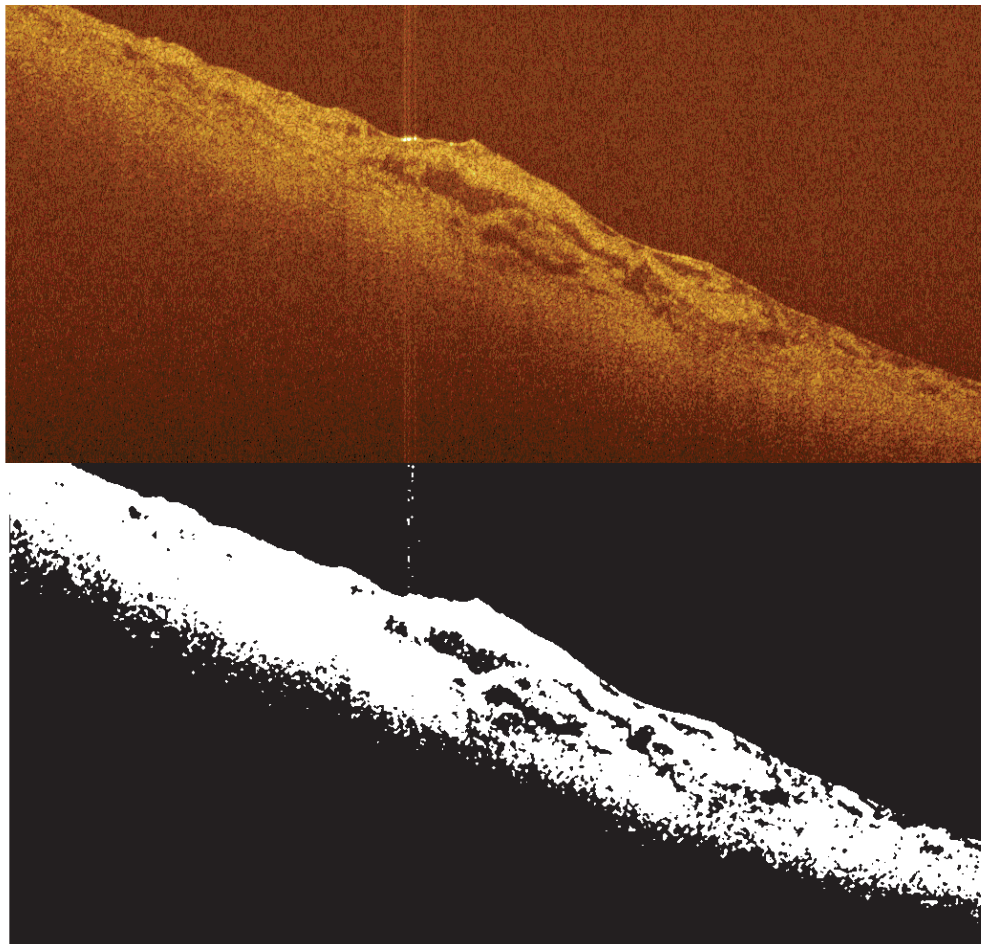
### 5.3.1 Parámetros

---

#### Valor umbral

El valor umbral que se consigue aplicando Otsu por defecto no segmenta la imagen de una forma adecuada. No identifica las anomalías como a simple vista se perciben, es decir se queda un poco corto, al aumentar manualmente este valor del umbral, la segmentación será más exigente y se reconocerán mejor las anomalías. Hay que tener cuidado de que este valor no sea muy alto porque puede provocar que se vean anomalías donde no las hay.

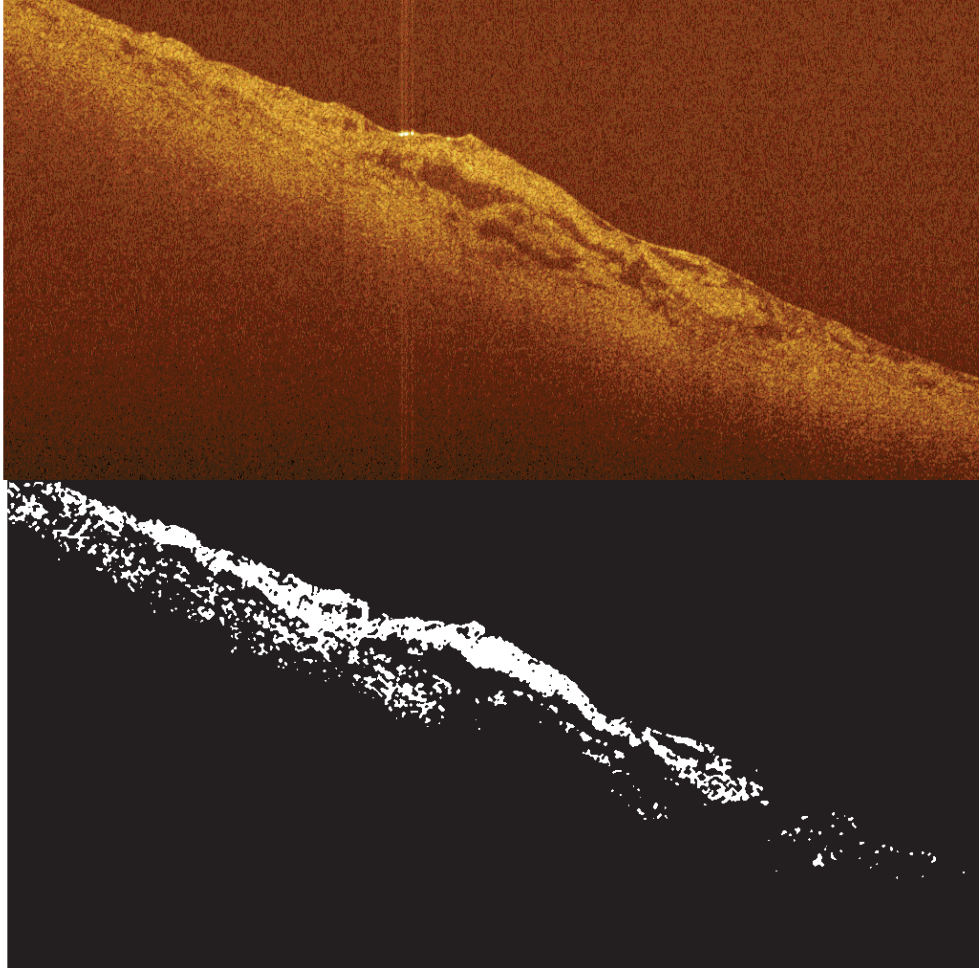
- Ejemplo segmentación con valor umbral obtenido por defecto según la segmentación con Otsu (**Figura 5.5**):



**Figura 5.5** OCT (arriba). Segmentación valor umbral de Otsu por defecto.

Se aprecia que las anomalías no las identifica del todo. Por ello, se va a hacer un estudio proponiendo valores umbral mayores que el automático multiplicando éste por un factor específico.

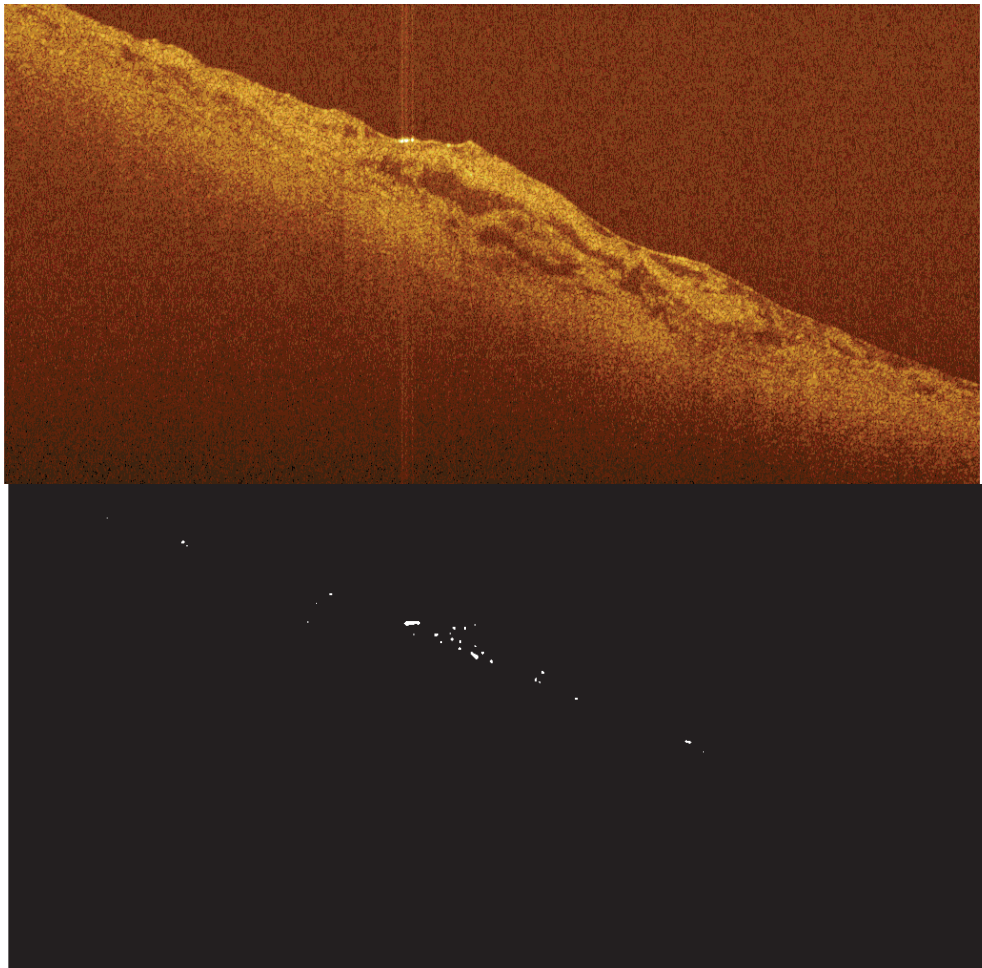
- Ejemplo segmentación con valor umbral  $\times 1.5$  (**Figura 5.6**):



**Figura 5.6** OCT (arriba). Segmentación valor umbral de Otsu  $\times 1.5$ .

En este caso las anomalías se identifican casi perfectamente.

- Ejemplo segmentación con valor umbral x 2 (**Figura 5.7**):



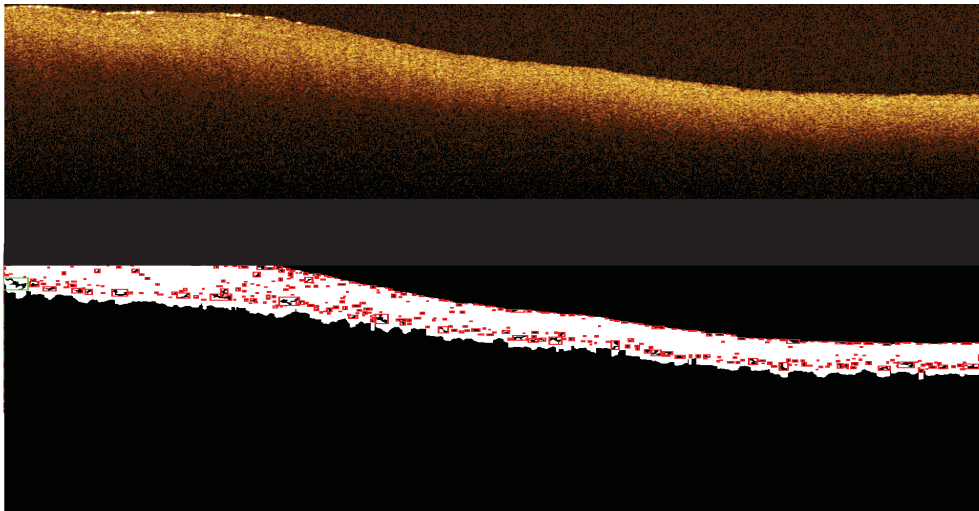
**Figura 5.7** OCT (arriba). Segmentación valor umbral de Otsu x 2.

Este umbral resulta demasiado grande ya que se generan huecos donde realmente no hay anomalías.

#### Máscara de frontera de sensibilidad

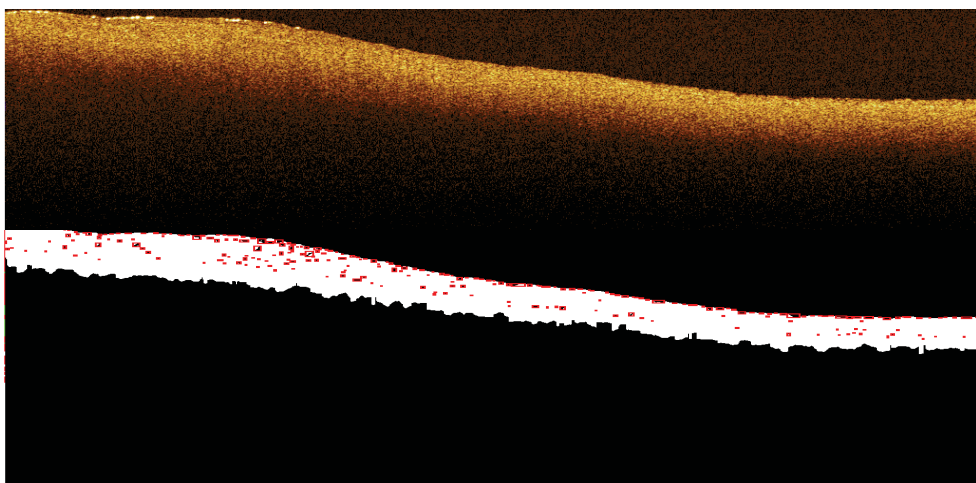
Se debe aplicar una máscara inferior del tamaño adecuado para que la dispersión de la luz inferior no influya en el resultado interior y se centre la visualización de anomalías en la zona inferior de la muestra.

- Ejemplo imagen con máscara inferior del 20% (**Figura 5.8**):



**Figura 5.8** OCT (arriba). Máscara inferior 20%.

- Ejemplo imagen con máscara inferior del 40% (**Figura 5.9**):



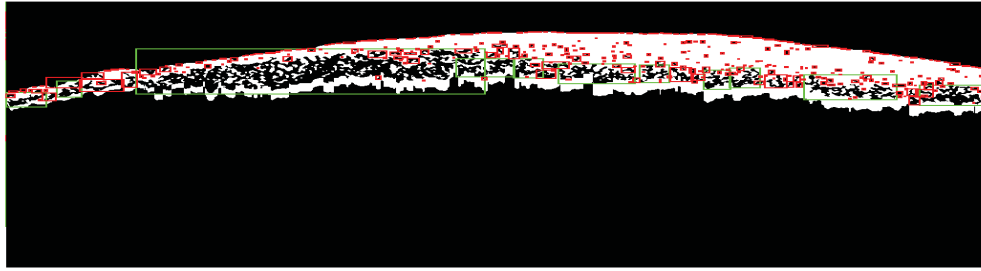
**Figura 5.9** OCT (arriba). Máscara inferior 40%.

### Selección de áreas

Se debe seleccionar un área a partir de la cual se considere que el hueco visualizado en la imagen después del proceso de umbral se puede considerar como una anomalía. Tampoco puede ser muy grande ya que las anomalías y degradaciones de elastina encontradas en la capa media de la aorta no lo son. Las áreas que se filtran son las pintadas en verde en las imágenes inferiores estando en rojo todas las áreas de pixeles “conectados” con diferentes tamaños.

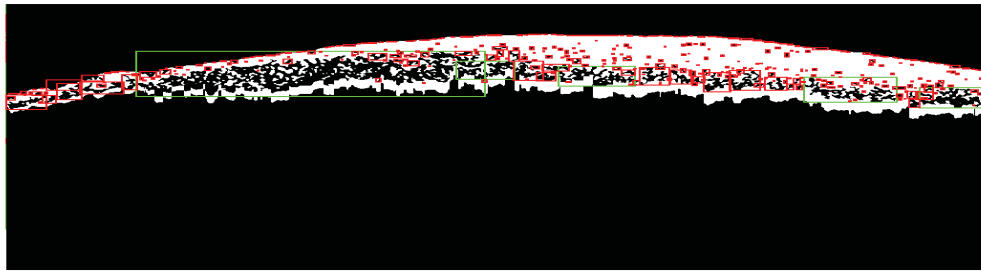


- Ejemplo áreas mayores que 300 (**Figura 5.10**):



**Figura 5.10** Áreas mayores de 300 píxeles (verde).

- Ejemplo áreas mayores que 500 (**Figura 5.11**):



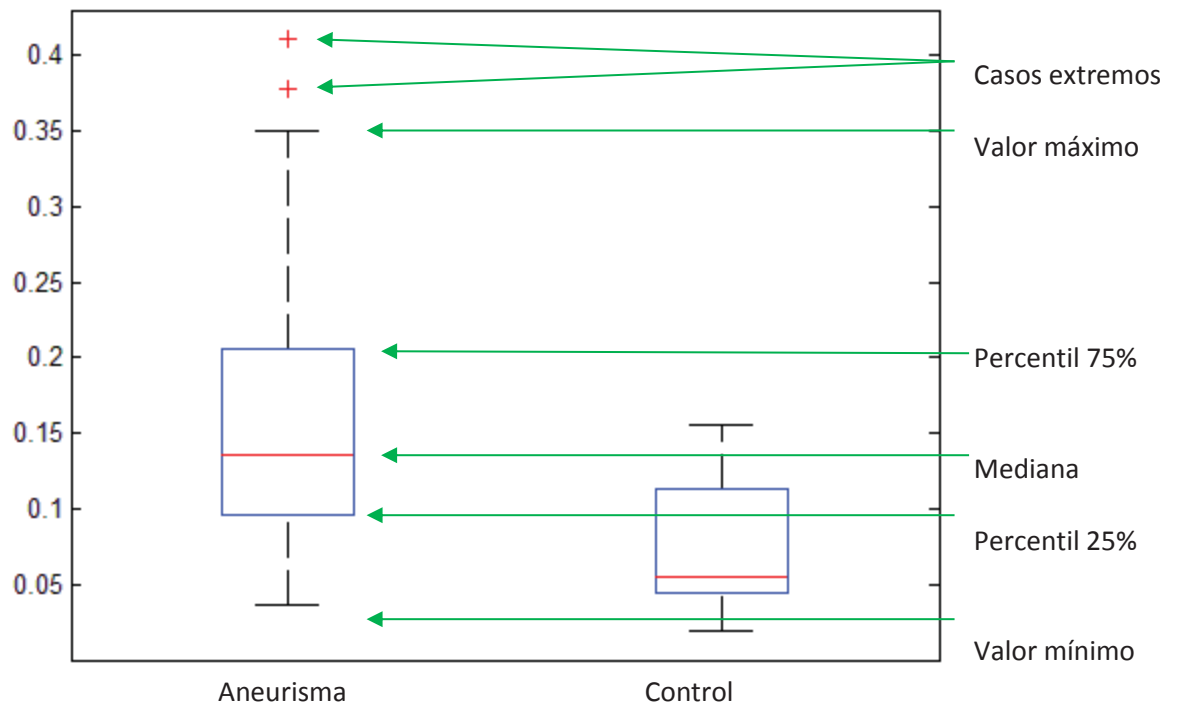
**Figura 5.11** Áreas mayores de 500 píxeles (verde).

### 5.3.2 Combinación de parámetros

---

Tras la combinación de los parámetros mencionados anteriormente para detectar anomalías dentro del tejido, se ha establecido un método de distancias entre los resultados obtenidos para los casos de control y de aneurisma.

En primer lugar se muestra un diagrama de cajas, (**Figura 5.12**), en el que se ve representado por un lado los datos de control y los datos de aneurisma. Dentro de la caja se muestra una línea azul que representa la mediana, valor central dentro de un conjunto de datos estadísticos. Las cajas representan los percentiles del 75% y 25%, es decir la dispersión de valores dentro de estos porcentajes y las líneas horizontales superior e inferior representan los valores máximos y mínimos respectivamente. Por último, pueden apreciarse en algunas gráficas valores extremos, representados por una cruz y que se pueden deber a los ya mencionados artefactos que provocan reflexiones de la luz.



**Figura 5.12** Ejemplo de diagramas de cajas para valores de negros en muestras de aneurisma y control.

A través de los diagramas de cajas se puede uno hacer una idea de los parámetros que nos resultan más restrictivos a la hora de diferenciar entre aneurisma y control. Pero se necesita una forma cuantitativa de medida que exprese una distancia entre los valores de uno y otro grupo. Lo que interesa es que los datos para aneurisma y control sean lo más diferente posible.

Se mide la distancia entre los dos grupos como diferencia entre medias y varianzas. En este caso vamos a tener en cuenta los valores entre el 75% y 25% de los máximos y mínimos para que no influyan los valores extremos en el resultado final, de tal forma:

$$D = \frac{M_a - M_c}{\sigma_a + \sigma_c} \quad (5.1)$$

Donde  $D$ , es la distancia;  $M_a$  y  $M_c$  los valores medios para los casos de aneurisma y control respectivamente;  $\sigma_a$  varianza para el caso de aneurisma y  $\sigma_c$  varianza para las muestras de control.

Cuanto mayor sea la diferencia de los valores medios y menor la suma de las varianzas, mejor se diferenciaron los casos de aneurisma y control.

A continuación se muestran los diagramas de cajas y distancias entre los valores de aneurisma y control para un barrido de datos variando los parámetros de la siguiente forma:

- Valor umbra:  $\begin{cases} \text{Otsu} \times 1.3 \\ \text{Otsu} \times 1.5 \\ \text{Otsu} \times 1.7 \end{cases}$
- Máscara inferior:  $\begin{cases} 30\% \\ 40\% \end{cases}$
- Áreas:  $\begin{cases} >1 \\ >75 \end{cases}$

Los resultados obtenidos son:

Valor umbral= Otsu x 1.3

Máscara= 30%

Áreas > 1 píxel

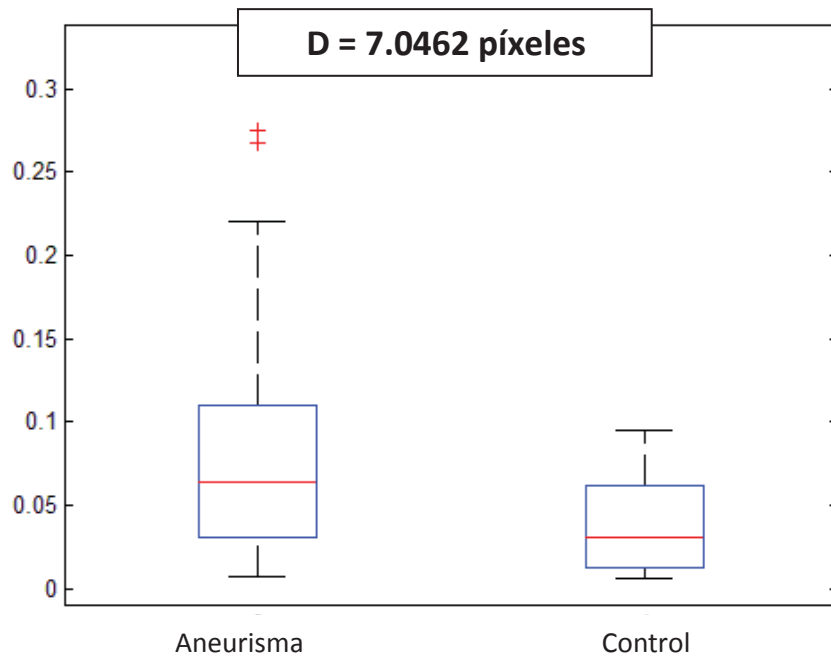


Figura 5.13

Valor umbral= Otsu x 1.3

Máscara= 30%

Áreas > 75 píxeles

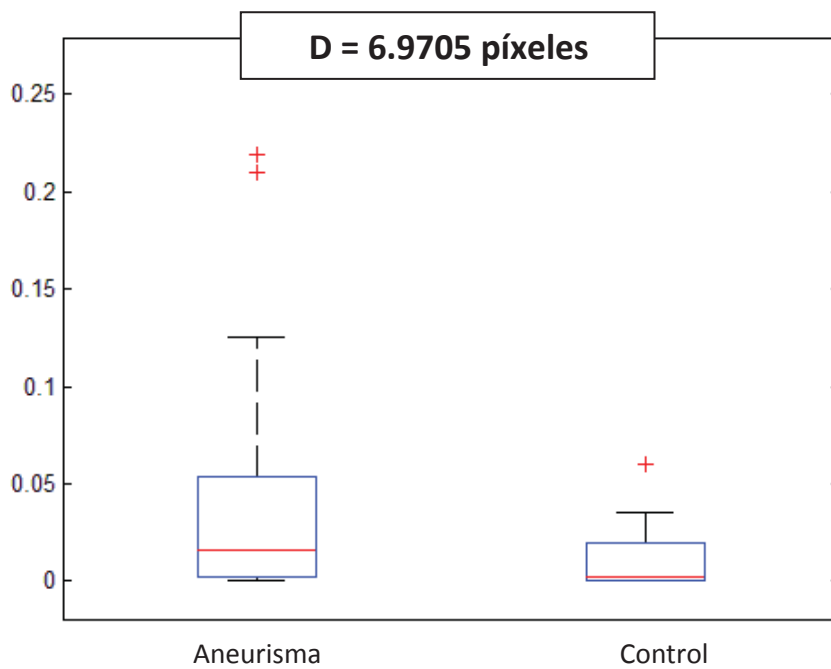


Figura 5.14



Valor umbral= Otsu x 1.3

Máscara= 40%

Áreas > 1 pixel

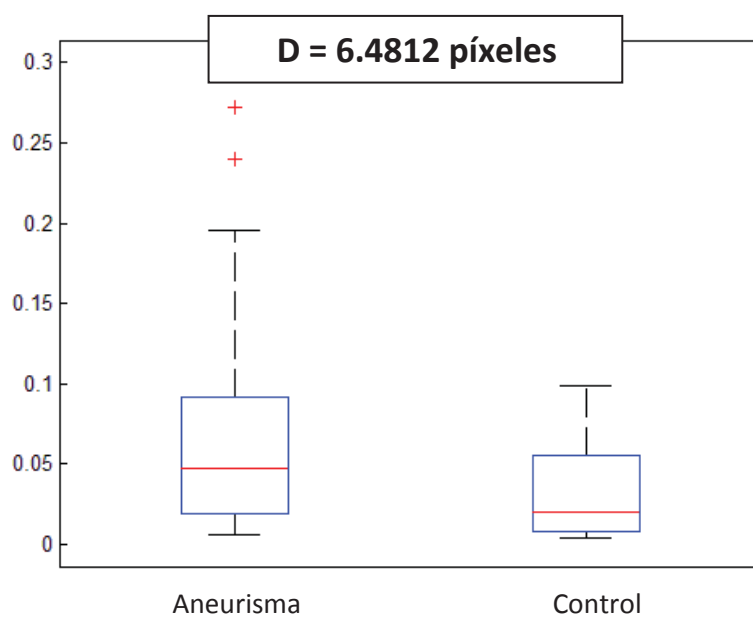


Figura 5.15

Valor umbral= Otsu x 1.3

Máscara= 40%

Áreas > 75 píxeles

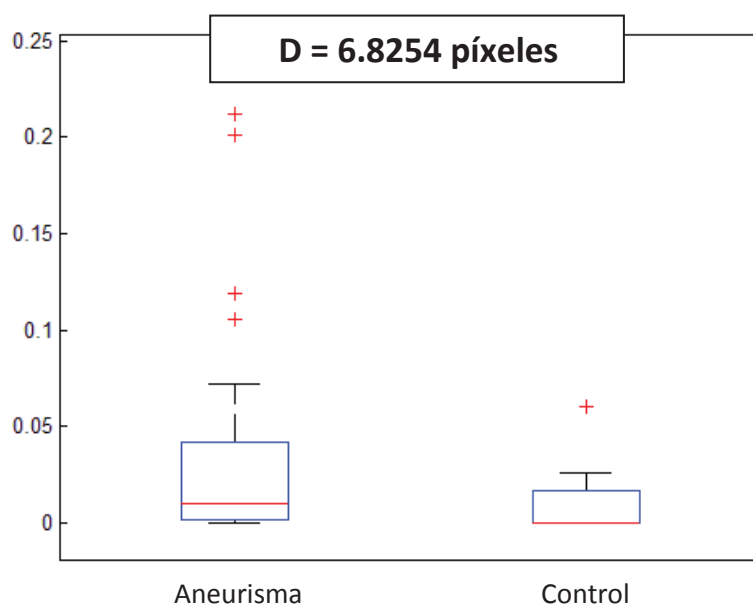


Figura 5.16

Valor umbral= Otsu x 1.5  
Máscara= 30%  
Áreas > 1 pixel

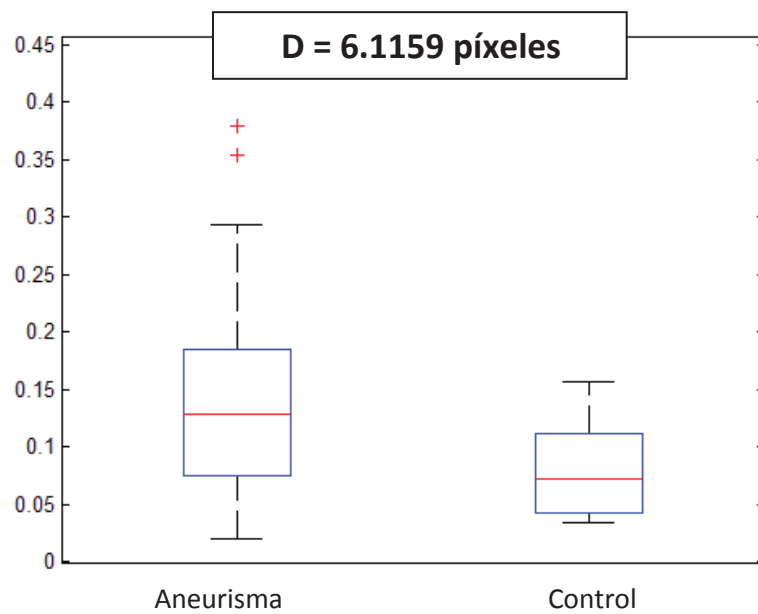


Figura 5.17

Valor umbral= Otsu x 1.5  
Máscara= 30%  
Área > 75 pixeles

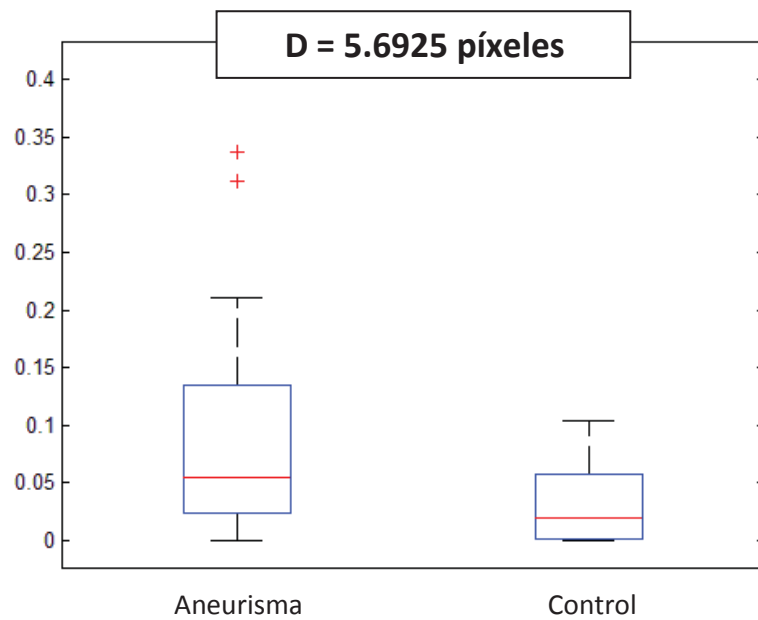


Figura 5.18

Valor umbral= Otsu x 1.5  
Máscara= 40%  
Áreas > 1 pixel

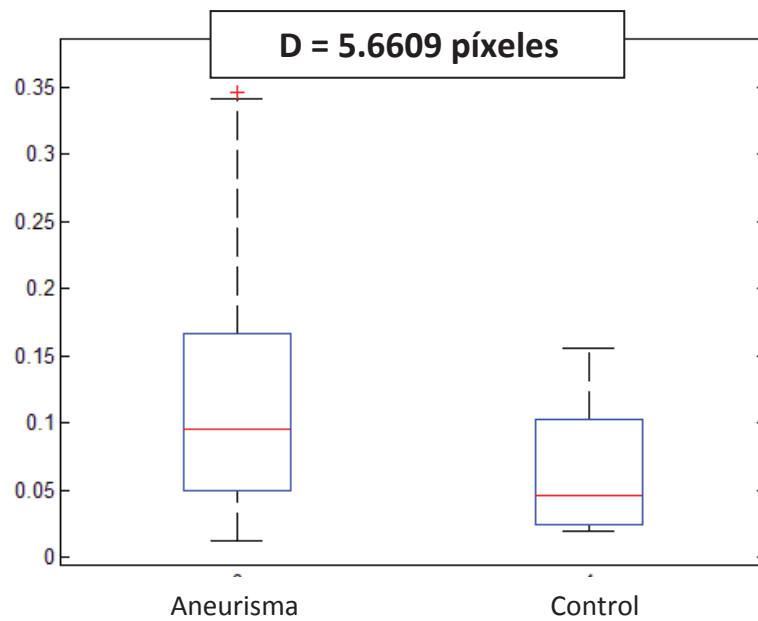


Figura 5.19

Valor umbral= Otsu x 1.5  
Máscara= 40%  
Áreas > 75 píxeles

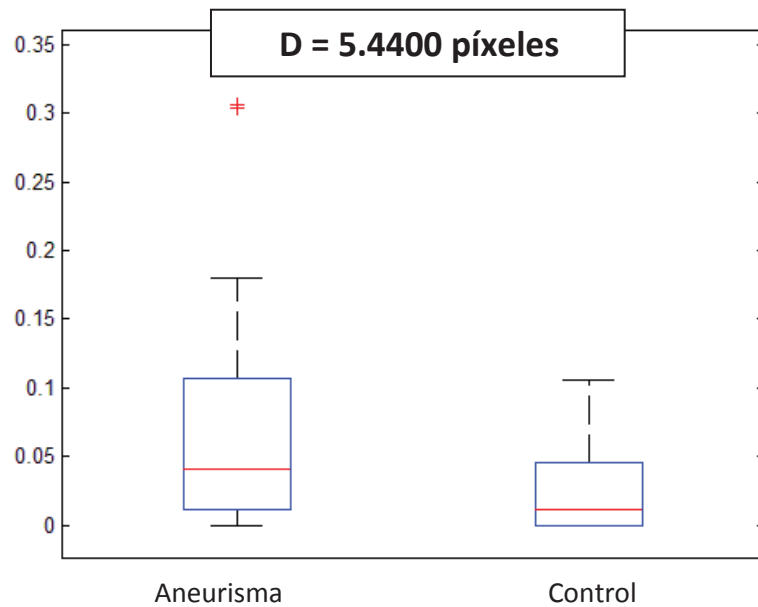


Figura 5.20

Valor umbral= Otsu x 1.7  
Máscara= 30%  
Áreas > 1 pixel

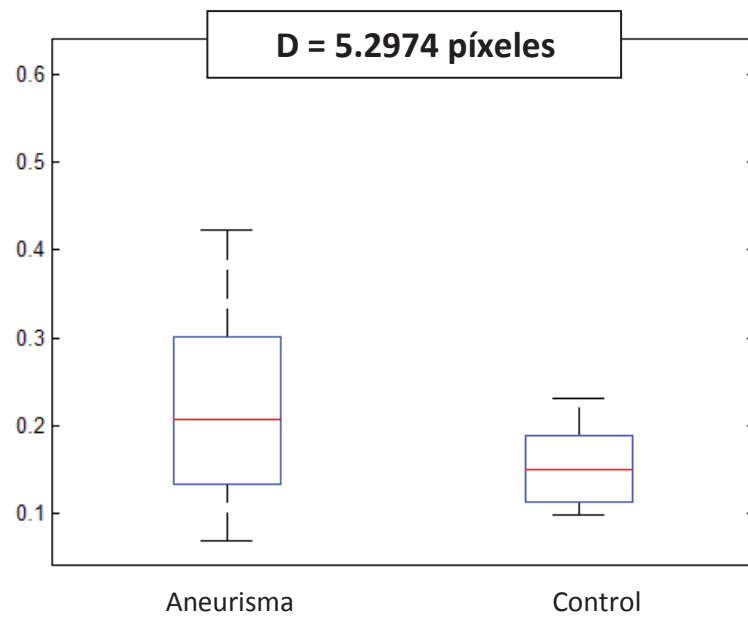


Figura 5.21

Valor umbral= Otsu x 1.7  
Máscara= 30%  
Áreas > 75 píxeles

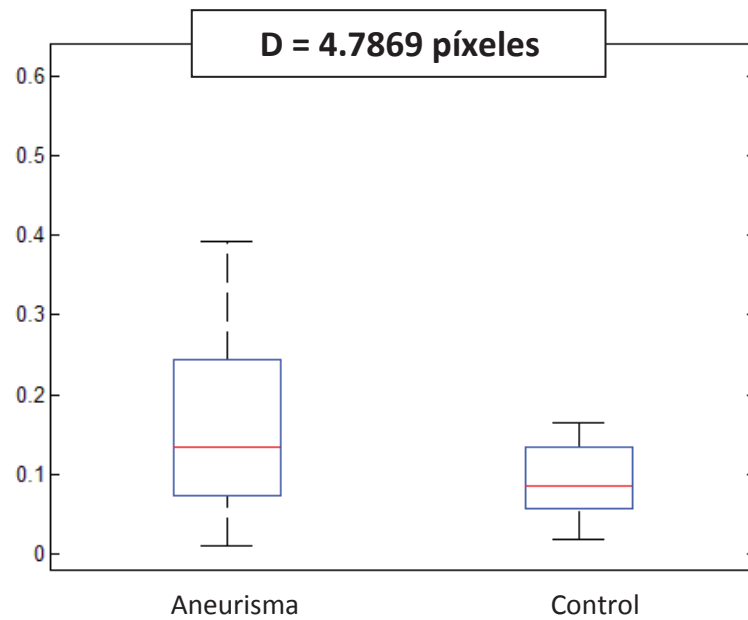


Figura 5.22

Valor umbral= Otsu x 1.7  
Máscara= 40%  
Áreas > 1 pixel

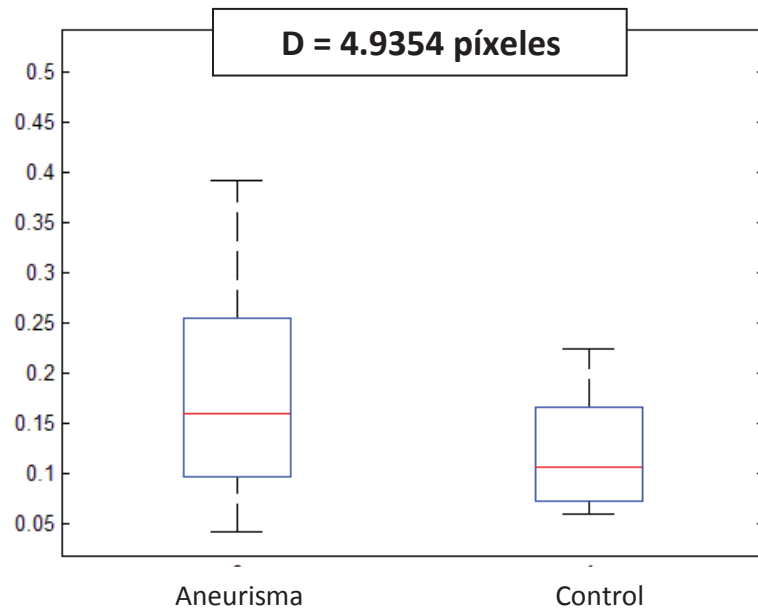


Figura 5.23

Valor umbral= Otsu x 1.7  
Máscara= 40%  
Áreas > 75 píxeles

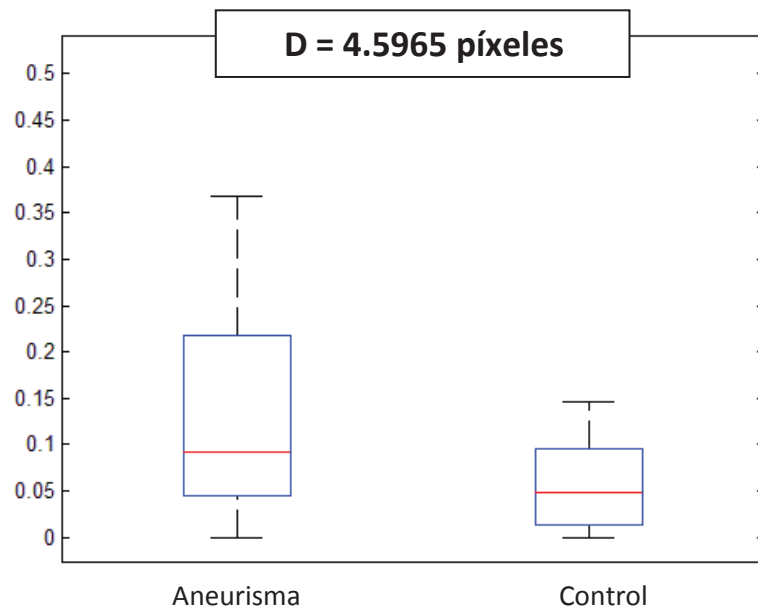


Figura 5.24

## **Capítulo 6**

# ***Conclusiones***

## Capítulo 6 Conclusiones

---

En este proyecto se han aplicado diferentes técnicas de análisis de imagen para la detección de anomalías en la capa media de la pared de la aorta. Estas anomalías están relacionadas con la degradación de esta capa y con la propensión que tiene el individuo a tener un aneurisma.

La técnica de imagen médica empleada para la obtención de las muestras de pared aórtica ha sido la técnica de tomografía óptica de baja coherencia (OCT). Que se basa en la interferometría de baja frecuencia.

Una vez obtenidas las imágenes OCT de muestras in-vitro de paredes arteriales se ha aplicado el procedimiento propuesto en este trabajo. Con respecto al método la aplicación de umbrales para la detección del borde de la muestra se han obtenido un de error entre la detección de borde manual y automática del orden de un 0.3%, lo que se considera un error prácticamente insignificante y se dan por bueno los resultados obtenidos mediante esta técnica.

Con respecto a la identificación de anomalías en las muestras de aorta para detectar anomalías, se ha demostrado que la técnica del umbral como método de segmentación nos puede ayudar a diferenciar de forma cuantitativa entre grupos de muestras enfermas y sanas. Para los parámetros que se han valorado en este trabajo los que nos aportan una mejor diferenciación entre aneurisma y control son:

- Umbral= Otsu x 1.3
- Máscara inferior= 30%
- Áreas mayores a 1 pixel

## 6.1 Líneas futuras

---

Para llegar a un resultado óptimo utilizando esta técnica de umbral se sugiere hacer un barrido más amplio de los parámetros: valor umbral, tamaño de máscara inferior y áreas de anomalía; llegando a la combinación de parámetros que mejor diferencie los casos de aneurisma y de control.

Por otro lado se podría trabajar con otros métodos de segmentado para identificar las anomalías dentro de la muestra diferentes a la técnica del umbral utilizada en este trabajo, y comparar cual es el método que mejor segmenta este tipo de imágenes tomográficas.



## **Capítulo 7**

# ***Referencias***

## Capítulo 7 Referencias

---

- [1] Eusebio Real Peña. Tomografía de coherencia óptica aplicada al diagnóstico de aneurismas de aorta torácica (2013)
- [2] Izatt, J. A., & Choma, M.A. (2008). Theory of optical coherence tomography, 47-72.
- [3] Métodos de segmentación de imágenes médicas (2003)  
<http://ccg.ciens.ucv.ve/~ernesto/nds/CotoND200305.pdf>
- [4] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods: *Digital Image Processing*. Addison-Wesley, Reading Mass 1992. [ISBN 0-201-50803-6](#) (en inglés)
- [5] Nobuyuki Otsu: *A threshold selection method from grey level histograms*. In: *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*. New York 9.1979, S.62–66. [ISSN 1083-4419](#)
- [6] MATLAB and simulink for technical computing – Math Works españa (2013)  
<http://www.mathworks.es>
- [7] School of anatomy and human biology – the University of Western Australia.  
<http://www.lab.anhb.uwa.edu.au/mb140/corepages/vascular/vasvilar.htm/>
- [8] José Manuel Revuelta soba. (2004). Avances en cirugía de aorta.