



Universidad  
Politécnica  
de Cartagena



# SEGMENTACIÓN Y MEDIDA DEL GROSOR DE LA CAPA DE FIBRAS NERVIOSAS DE LA RETINA EN TOMOGRAFÍAS DE COHERENCIA ÓPTICA MEDIANTE MORFOLOGÍA MATEMÁTICA Y CONTORNOS ACTIVOS.

*Laborda Nicolás Raúl<sup>(1)</sup>,*

*Verdú Monedero Rafael<sup>(1)</sup>, Morales Sánchez Juan<sup>(1)</sup>,*

*Berenguer Vidal Rafael<sup>(1)</sup>, Sellés Navarro Inmaculada<sup>(2)</sup>*

*(1) Dpto. Tecnol. Información y las Comunicaciones, Universidad Politécnica de Cartagena.*

*(2) Servicio de Oftalmología del Hospital General Universitario Reina Sofía, Murcia.*



# Índice

- 1. Introducción.**
- 2. Método.**
  - 2.1. Morfología matemática para el procesado de imagen.
  - 2.2. Gradiente de una imagen.
  - 2.3. Ajuste fino del disco óptico mediante contornos activos.
- 3. Resultados.**
- 4. Conclusiones.**



# 1. Introducción.

## 1.1. Proyectos que financian el trabajo.

### Proyectos del Plan Nacional - Instituto de Salud Carlos III

- **Subproyecto AES2017-PI17/00771**  
Extracción automática de características del nervio óptico de ambos ojos mediante procesamiento de imagen y reconocimiento de patrones para su integración en aplicación CAD de telemedicina **Universidad Politécnica de Cartagena.**
- **Subproyecto AES2017-PI17-00821**  
Desarrollo y evaluación de una aplicación de telemedicina para el análisis anatómico conjunto del nervio óptico de ambos ojos **Hospital Universitario Reina Sofía.**

### Proyecto del Plan Regional de la Fundación Séneca.

- **Subproyecto 20901/PI/18**  
Diagnóstico precoz del glaucoma a partir de retinografías mediante técnicas emergentes de deep learning **Universidad Politécnica de Cartagena.**



# 1. Introducción.

## 1.2. Glaucoma

- **Definición:** Enfermedad que afecta gradualmente y de forma irreversible a la visión de la persona que la padece. Esta es causada por una alta presión intraocular debida a un mal drenaje.

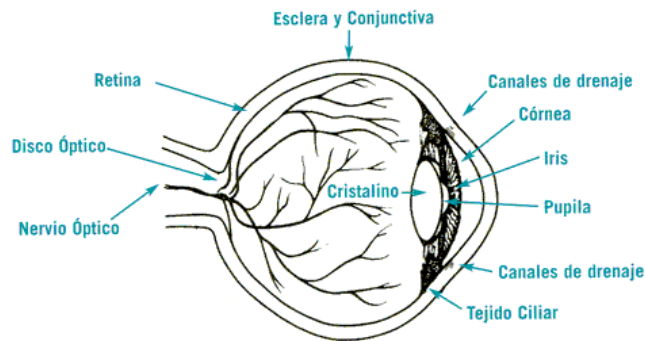


Figura 1. Estructura del ojo humano

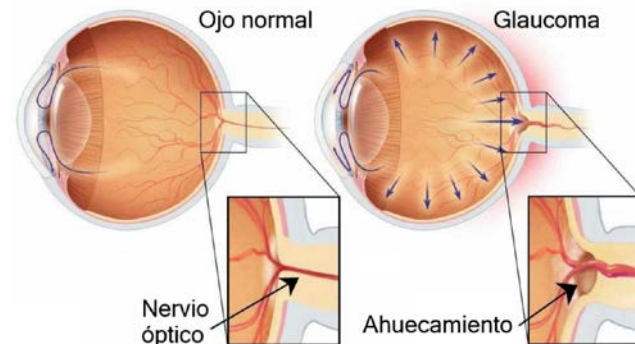


Figura 2. Diferencias entre ojo sano y ojo con glaucoma.

- Puesto que se trata de una enfermedad asintomática en el mayor número de casos puede llegar a causar la ceguera total de la persona. Por el contrario, si se consigue una detección temprana y un tratamiento periódico se puede preservar la vista.

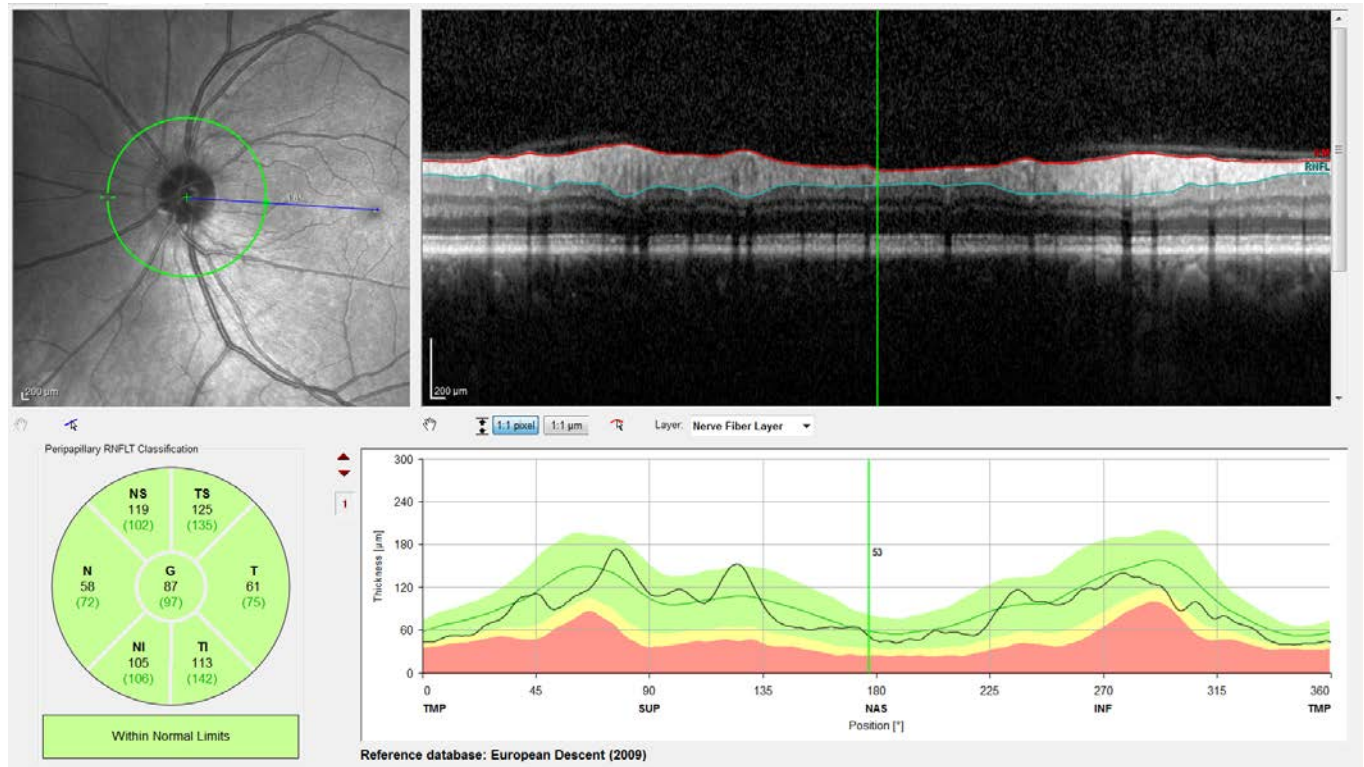


# 1. Introducción.

## 1.3. Diagnóstico mediante procesado de imagen.

Una OCT (Optical Coherence Tomography) o Tomografía por Coherencia Óptica es una imagen de la retina y del nervio óptico la obtenida usando un emisor de luz infrarroja y aprovechando la interferometría.

Figura 3. OCT.

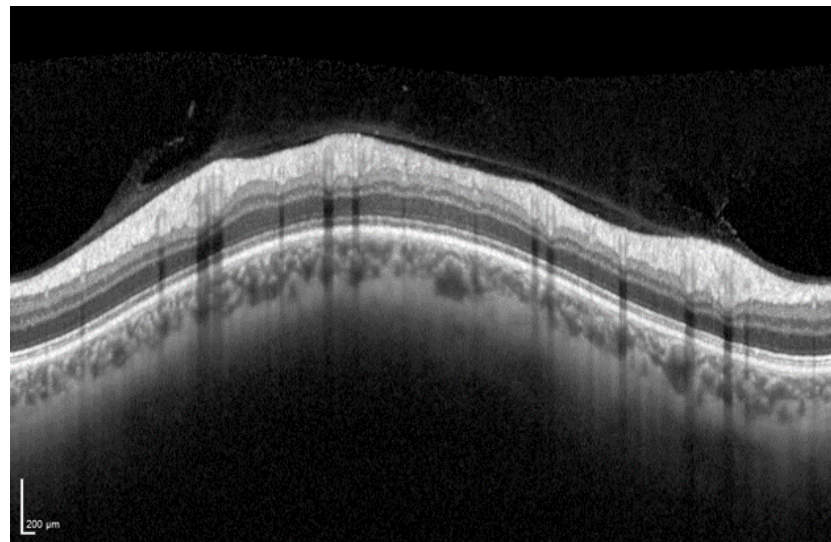




# 1. Introducción.

## 1.4. Base de datos

- La base de datos elegida para llevar a cabo la detección mediante el método definido a continuación pertenece al Hospital General Universitario Reina Sofía.
- Consta de 290 OCTs pertenecientes a 145 pacientes.
- Cada OCT tiene unas dimensiones de  $768 \times 496$  píxeles.



**Figura 4. Imágenes (OCT) con las que se trabajará.**



## 2. Método.

### 2.1. Objetivo

El objetivo consiste en la segmentación y medida del grosor de la capa de fibras nerviosas de la retina en tomografías de coherencia óptica mediante morfología matemática y contornos activos.

### 2.2. Pasos

Los pasos seguidos para la medida del grosor de dicha capa son:

1. **Localización** de la capa de fibras mediante **morfología matemática** y **gradiente**.
2. Ajuste fino mediante contornos activos (**snakes**).
3. Cálculo del grosor en  $\mu m$  a partir del grosor de la capa medido en píxeles.



## 2. Método.

### 2.3.1. Segmentación de la capa de fibras mediante morfología matemática y gradiente.

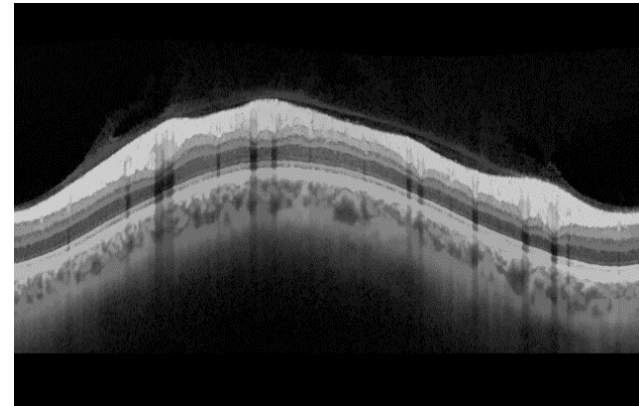
- Procesado para eliminación de elementos brillantes y oscuros.

$$I_1 = \varphi_{C_3}(\gamma_{C_3}(\gamma_{Lv_{25}}(R_g(\varphi_{Lv_{25}}(\varphi_{Lh_G}(I)))))).$$

- Detección del borde superior mediante gradiente positivo.
- Procesado para reducir efecto de las vena.

$$I_2 = R_g(\varphi_{C_7}(I_1)).$$

- Detección del borde inferior mediante gradiente negativo.
- Promedio deslizando para mejorar el contorno inferior.







## 2. Método.

### 2.3.1. Segmentación de la capa de fibras mediante morfología matemática y gradiente.

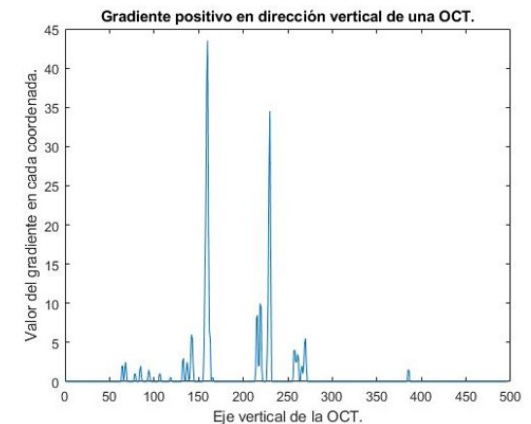
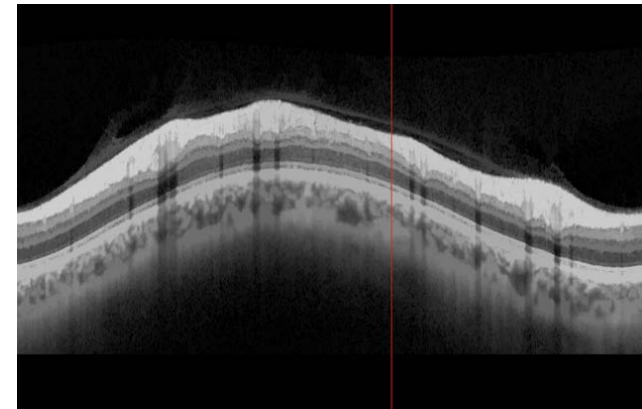
- Procesado para eliminación de elementos brillantes y oscuros.

$$I_1 = \varphi_{C_3}(\gamma_{C_3}(\gamma_{Lv_{25}}(R_g(\varphi_{Lv_{25}}(\varphi_{Lh_G}(I)))))).$$

- Detección del borde superior mediante gradiente positivo.
- Procesado para reducir efecto de las vena.

$$I_2 = R_g(\varphi_{C_7}(I_1)).$$

- Detección del borde inferior mediante gradiente negativo.
- Promedio deslizante para mejorar el contorno inferior.





## 2. Método.

### 2.3.1. Segmentación de la capa de fibras mediante morfología matemática y gradiente.

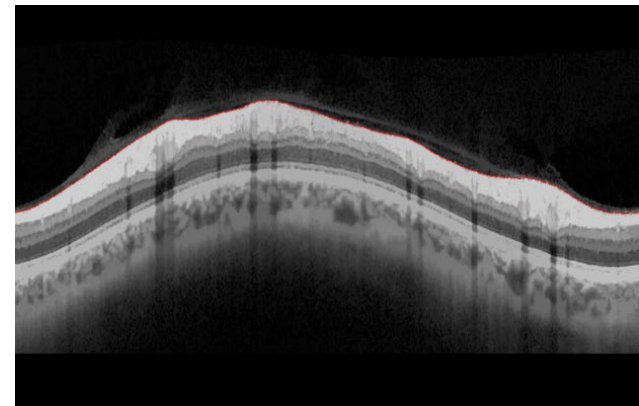
- Procesado para eliminación de elementos brillantes y oscuros.

$$I_1 = \varphi_{C_3}(\gamma_{C_3}(\gamma_{Lv_{25}}(R_g(\varphi_{Lv_{25}}(\varphi_{Lh_G}(I)))))).$$

- Detección del borde superior mediante gradiente positivo.
- Procesado para reducir efecto de las vena.

$$I_2 = R_g(\varphi_{C_7}(I_1)).$$

- Detección del borde inferior mediante gradiente negativo.
- Promedio deslizante para mejorar el contorno inferior.





## 2. Método.

### 2.3.1. Segmentación de la capa de fibras mediante morfología matemática y gradiente.

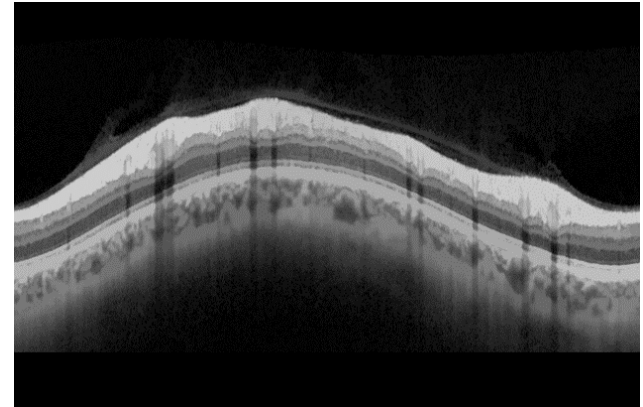
- Procesado para eliminación de elementos brillantes y oscuros.

$$I_1 = \varphi_{C_3}(\gamma_{C_3}(\gamma_{Lv_{25}}(R_g(\varphi_{Lv_{25}}(\varphi_{Lh_G}(I)))))).$$

- Detección del borde superior mediante gradiente positivo.
- Procesado para reducir efecto de las vena.

$$I_2 = R_g(\varphi_{C_7}(I_1)).$$

- Detección del borde inferior mediante gradiente negativo.
- Promedio deslizando para mejorar el contorno inferior.





## 2. Método.

### 2.3.1. Segmentación de la capa de fibras mediante morfología matemática y gradiente.

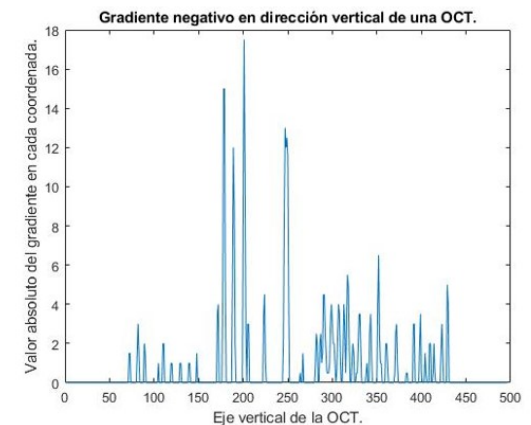
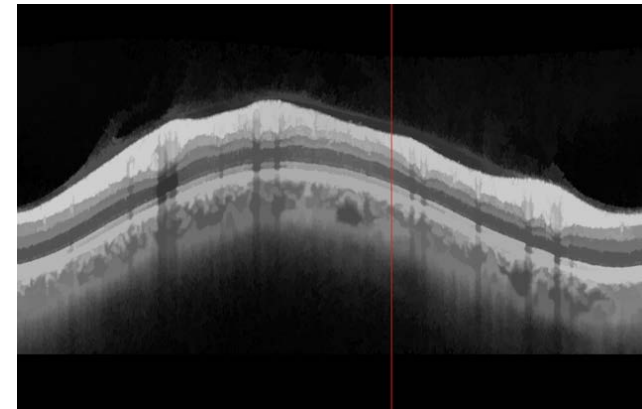
- Procesado para eliminación de elementos brillantes y oscuros.

$$I_1 = \varphi_{C_3}(\gamma_{C_3}(\gamma_{Lv_{25}}(R_g(\varphi_{Lv_{25}}(\varphi_{Lh_G}(I)))))).$$

- Detección del borde superior mediante gradiente positivo.
- Procesado para reducir efecto de las vena.

$$I_2 = R_g(\varphi_{C_7}(I_1)).$$

- Detección del borde inferior mediante gradiente negativo.
- Promedio deslizando para mejorar el contorno inferior.





## 2. Método.

### 2.3.1. Segmentación de la capa de fibras mediante morfología matemática y gradiente.

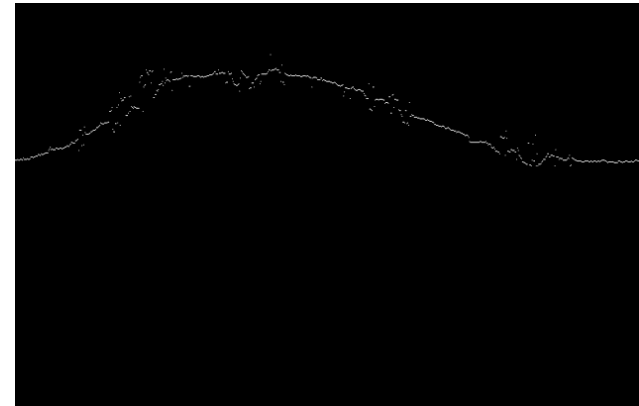
- Procesado para eliminación de elementos brillantes y oscuros.

$$I_1 = \varphi_{C_3}(\gamma_{C_3}(\gamma_{Lv_{25}}(R_g(\varphi_{Lv_{25}}(\varphi_{Lh_G}(I)))))).$$

- Detección del borde superior mediante gradiente positivo.
- Procesado para reducir efecto de las vena.

$$I_2 = R_g(\varphi_{C_7}(I_1)).$$

- Detección del borde inferior mediante gradiente negativo.
- Promedio deslizante para mejorar el contorno inferior.





## 2. Método.

### 2.3.1. Segmentación de la capa de fibras mediante morfología matemática y gradiente.

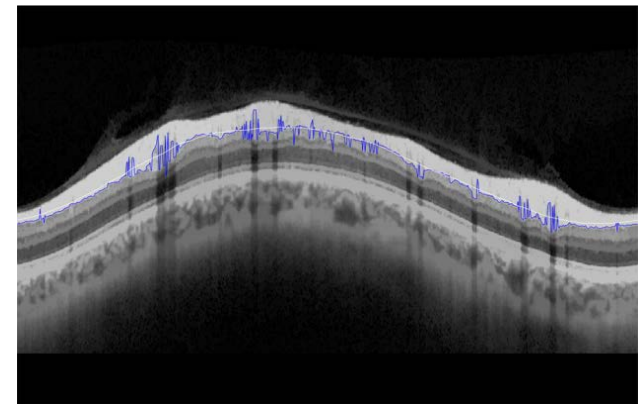
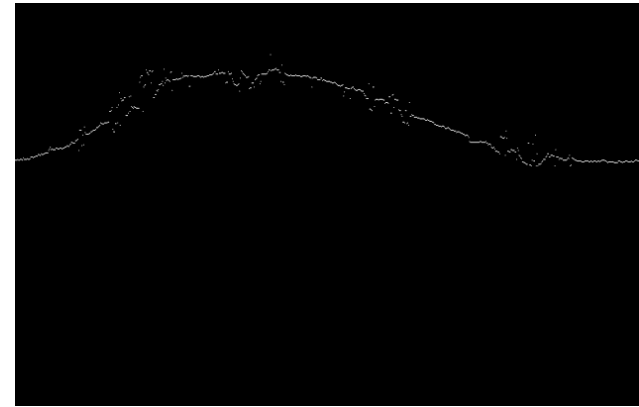
- Procesado para eliminación de elementos brillantes y oscuros.

$$I_1 = \varphi_{C_3}(\gamma_{C_3}(\gamma_{Lv_{25}}(R_g(\varphi_{Lv_{25}}(\varphi_{Lh_G}(I)))))).$$

- Detección del borde superior mediante gradiente positivo.
- Procesado para reducir efecto de las vena.

$$I_2 = R_g(\varphi_{C_7}(I_1)).$$

- Detección del borde inferior mediante gradiente negativo.
- Promedio deslizando para mejorar el contorno inferior.





## 2. Método.

### 2.3.1. Segmentación de la capa de fibras mediante morfología matemática y gradiente.

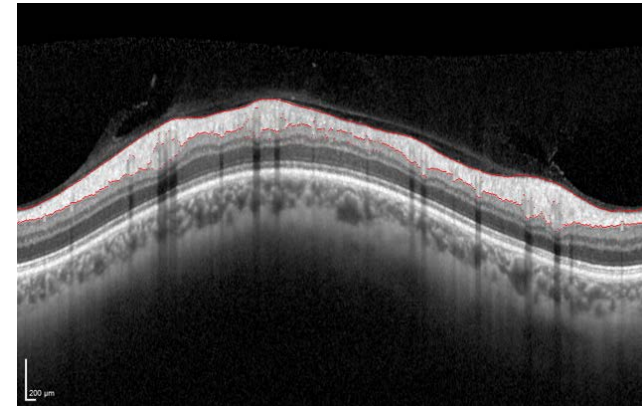
- Procesado para eliminación de elementos brillantes y oscuros.

$$I_1 = \varphi_{C_3}(\gamma_{C_3}(\gamma_{Lv_{25}}(R_g(\varphi_{Lv_{25}}(\varphi_{Lh_G}(I)))))).$$

- Detección del borde superior mediante gradiente positivo.
- Procesado para reducir efecto de las vena.

$$I_2 = R_g(\varphi_{C_7}(I_1)).$$

- Detección del borde inferior mediante gradiente negativo.
- Promedio deslizando para mejorar el contorno inferior.





## 2. Método.

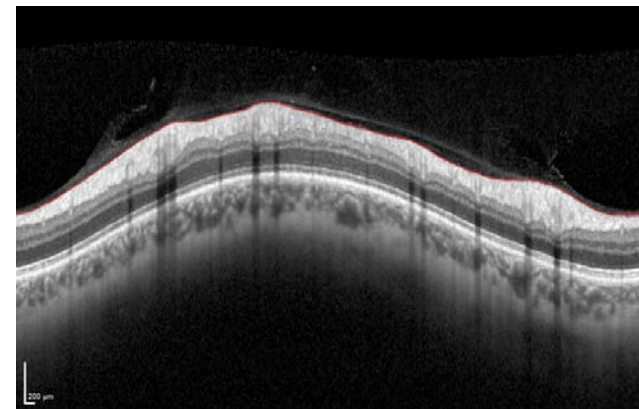
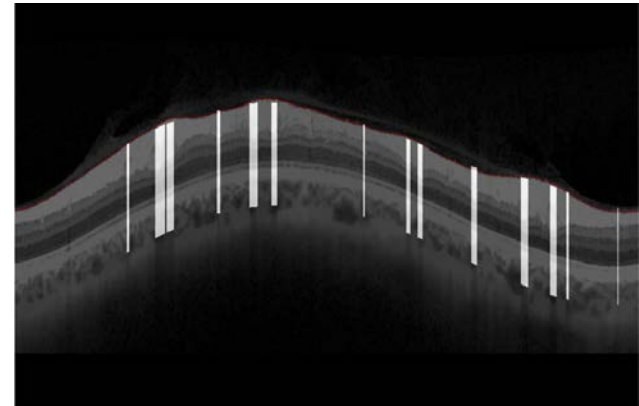
### 2.3.1. Ajuste mediante contornos activos.

- Segmentación fina mediante contornos activos con función de forma B-spline sobre borde superior.
- Fuerzas externas basadas en el gradiente de la imagen sobre una máscara de venas.
- Implementación eficiente en el dominio frecuencial:

$$\mathbf{Fact. At. F}_{ext} = 0.5 \quad \alpha = 0.5 \quad \eta = 1.0$$

$$\mathbf{Tolerancia} = 0.5 \quad \beta = 1.0 \quad a_1 = 1.5$$

$$\sigma = 2.0 \quad \gamma = 1.0 \quad a_2 = -0.5$$







## 2. Método.

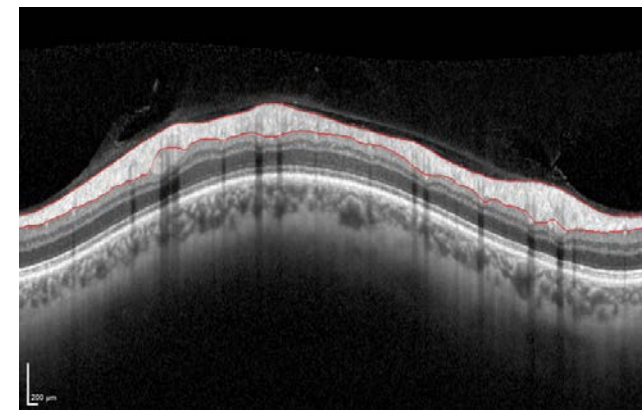
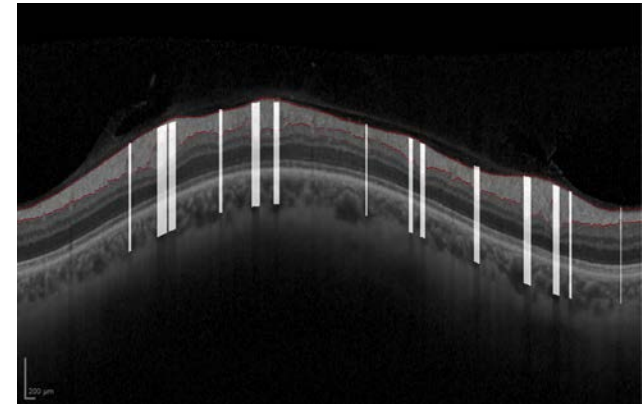
### 2.3.1. Ajuste mediante contornos activos.

- Segmentación fina mediante contornos activos con función de forma B-spline sobre borde inferior.
- Fuerzas externas basadas en el gradiente de la imagen sobre una máscara de venas.
- Implementación eficiente en el dominio frecuencial:

$$\mathbf{Fact. At. F_{ext}} = 0.5 \quad \alpha = 0.5 \quad \eta = 1.0$$

$$\mathbf{Tolerancia} = 0.5 \quad \beta = 1.0 \quad a_1 = 1.5$$

$$\sigma = 2.0 \quad \gamma = 1.0 \quad a_2 = -0.5$$

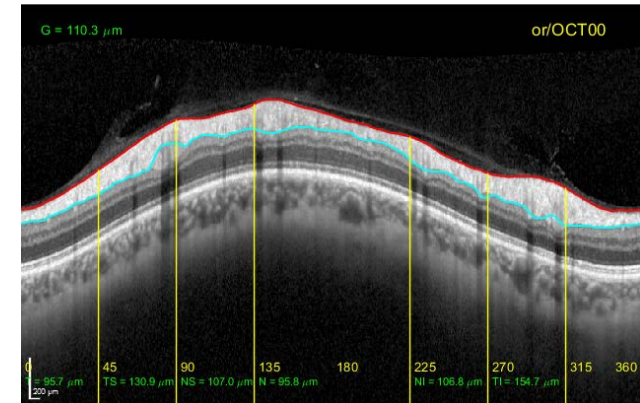




## 2. Método.

### 2.3.1. Cálculo del grosor en $\mu m$ a partir del grosor en píxeles.

- División de la zona en los seis sectores que conforman la retina.
  - **G (Global).**
  - **NS (Nasal Superior).**
  - **N (Nasal).**
  - **NI (Nasal Inferior).**
  - **TS (Temporal Superior).**
  - **T (Temporal).**
  - **TI (Temporal Inferior).**
- Cálculo del valor medio de la anchura en píxeles a lo largo de cada una de las 6 divisiones.
- Paso del valor medio a micras con relación 3,84  
 $3,84 \mu m / píxel$ .





### 3. Resultados.

#### 2.3.1. Comparación de resultados con el oftalmólogo.

Tabla 1. Comparación de resultados con los proporcionados por un oftalmólogo en píxeles.

Nº Paciente	Zona medida	Medido		Máquina Oftalmológica	
		OD	OS	OD	OS
2	TS	161	159	153	144
	T	96	95	76	76
	TI	164	179	153	156
	NS	112	100	90	84
	N	96	83	75	73
	NI	105	92	84	80
	G	116	111	98	95
5	TS	126	98	78	93
	T	90	66	16	60
	TI	115	115	39	66
	NS	108	121	85	111
	N	129	123	65	70
	NI	146	107	148	74
	G	117	103	64	76
6	TS	139	137	120	124
	T	98	85	68	76
	TI	137	148	124	131
	NS	110	128	62	87
	N	119	118	71	71
	NI	140	120	93	91
	G	120	117	84	91
9	TS	125	111	127	100
	T	65	70	56	60
	TI	149	132	157	134
	NS	115	102	110	96
	N	96	99	89	79
	NI	123	105	136	91
	G	104	98	102	87

$$EAM = 22 \mu m.$$
$$\sigma = 26 \mu m.$$



## 6. Conclusiones.

- Método robusto y eficiente para la segmentación y medida automática de la capa de fibras nerviosas de la retina. Procesa de forma correcta 270 de las 290 OCT de las que se dispone, lo que se traduce como un 91,3%.
- Error medio de  $22 \mu m$  por división, que corresponde a unos 6 píxeles de media. Se trata de un error pequeño comparado a la dimensión vertical de las OCT (496 píxeles).
- Cabe destacar que esta medida se realiza teniendo en cuenta el valor medio de cada una de las divisiones, por lo que las franjas de venas sobre las cuales no actúan los contornos activos (*snakes*) y cuyo contorno no es el real en la OCT alteran bastante el resultado empeorándolo, ya que en dichas franjas el contorno difiere del que obtiene la máquina oftalmológica.
- Como líneas futuras, se destacaría el uso de redes neuronales combinadas con el método descrito anteriormente para la mejora de los resultados.



Universidad  
Politécnica  
de Cartagena

**Muchas gracias por su atención.**



Universidad  
Politécnica  
de Cartagena



# SEGMENTACIÓN Y MEDIDA DEL GROSOR DE LA CAPA DE FIBRAS NERVIOSAS DE LA RETINA EN TOMOGRAFÍAS DE COHERENCIA ÓPTICA MEDIANTE MORFOLOGÍA MATEMÁTICA Y CONTORNOS ACTIVOS.

*Laborda Nicolás Raúl<sup>(1)</sup>,*

*Verdú Monedero Rafael<sup>(1)</sup>, Morales Sánchez Juan<sup>(1)</sup>,*

*Berenguer Vidal Rafael<sup>(1)</sup>, Sellés Navarro Inmaculada<sup>(2)</sup>*

*(1) Dpto. Tecnol. Información y las Comunicaciones, Universidad Politécnica de Cartagena.*

*(2) Servicio de Oftalmología del Hospital General Universitario Reina Sofía, Murcia.*