



Trabajo de Fin de Grado

GRADO DE INGENIERÍA INFORMÁTICA

**Facultad de Matemáticas
Universidad de Barcelona**

IVUS – UB PCL(I)

Carlos Cáceres González

Directora: Petia Ivanova Radeva
Realizado a: Departament de Matemàtica
Aplicada i Anàlisi. UB

Barcelona, 20 de junio de 2013

Índice

Capítulo I	1
Introducción	1
1.1 Enfermedades coronarias:	1
1.2 Definición de conceptos básicos:	2
1.3 Imágenes IVUS:	6
1.4 Análisis automatizado de imágenes IVUS:	7
1.5 Estado del arte del análisis de imágenes IVUS:	8
1.6 Sistema de análisis de imágenes IVUS interactivo:	9
1.6.1 En este proyecto proponemos:.....	10
Capítulo II	12
Arquitectura del sistema IVUS - UBPC	12
2.1 Módulos:.....	12
2.2 Funcionalidades:.....	14
2.2.1 Gestión de datos:	14
2.2.2 Visualización:	15
2.2.3 Procesamiento de pullbacks:	18
2.2.4 Análisis:.....	19
2.2.5 Cuantificación:	21
Capítulo III	25
Implementación de los módulos	25
3.1 Estructura de datos internos:.....	26
3.2 Abrir caso DICOM:.....	27
3.3 Adventicia:	28
3.4 Placas de ateromas:.....	32
3.5 Gating:	34
3.6 Estabilización:	35
3.7 Dynamic Review:	36
3.8 Volumetric View:	37
Capítulo IV	39

Especificaciones / Requisitos	39
4.1 Requisitos mínimos:	39
4.2 Requisitos recomendados:	40
4.3 Especificaciones Software:	40
Capítulo V	41
Manual de usuario	41
5.1 Interfaz gráfica:	41
5.2 Menú <i>Files</i> :	42
5.3 Menú <i>Tools</i> :	43
5.4 Vista Transversal:	45
5.5 Introducción manual, modificación y copia de la segmentación:	46
5.6 Detección automática de estructuras:	49
5.6.1 Single frame:	49
5.6.2 Región de interés:	50
5.6.3 Multiframe:	50
5.7 Dynamic Review:	51
5.8 Volumetric view:	51
5.9 Vista Longitudinal:	52
5.9.1 Modificación de vista longitudinal	53
5.10 Operaciones sobre el pullback: Gating, Estabilización, Bifurcaciones.	54
5.10.1 Gating	54
5.10.2 Estabilización	54
5.10.3 Detección de bifurcaciones	55
5.11 Áreas	56
Capítulo VI	57
Ejemplos de uso de IVUS-UBPCL	57
Capítulo VII	65
Conclusiones	65
6.1 Méritos del proyecto:	65
6.2 Aportaciones personales:	66
6.3 Futuras mejoras:	66
6.4 Agradecimientos:	67
Bibliografía	68

Capítulo I

Introducción

En los últimos años la medicina ha avanzado a una velocidad vertiginosa, en parte por nuevos descubrimientos y en parte causado por la evolución tecnológica. Esto hace que se presenten nuevos problemas, ya que ahora somos capaces de extraer gran cantidad de información, pero nos encontramos delante de un gran muro que hay que sortear. Este muro es la dificultad de tratar y obtener resultados de este volumen ingente de información. En nuestro caso, la tecnología IVUS ha supuesto un gran avance para la detección y el tratamiento de enfermedades de las arterias coronarias (EAC), pero también ha supuesto un reto cómo obtener la información, ya que, gracias a la tecnología IVUS tenemos que lidiar con una gran cantidad de imágenes.

El objetivo de nuestro proyecto es crear una herramienta que ayude al profesional a tratar y procesar toda la información de la manera más cómoda y rápida posible para poder obtener el mejor resultado y diagnosticar o tratar al paciente.

1.1 Enfermedades coronarias:

La enfermedad de las arterias coronarias es el tipo más común de enfermedad cardíaca, siendo la principal causa de muerte entre los hombres y las mujeres en la mayoría de los países desarrollados.

La EAC ocurre cuando las arterias que suministran la sangre al músculo cardíaco se endurecen y se estrechan (Fig 1.1). Esto se debe a la acumulación de colesterol y otros materiales llamados placa en la capa interna de las paredes arteriales. A esta acumulación se le llama arterioesclerosis. Si esta acumulación no se controla y avanza, provoca que el flujo de sangre sea cada vez menor, y como consecuencia, el músculo cardíaco no puede recibir la sangre o el oxígeno que necesita. Esto puede provocar dolor en el pecho (angina) o a un infarto.

Con el tiempo, la EAC también puede debilitar el músculo cardíaco y contribuir a la presencia de insuficiencia cardíaca y arritmias. [1]

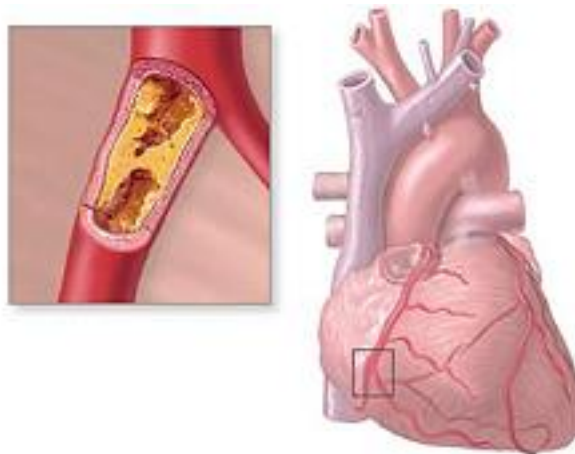


Figura 1.1: Ejemplo de arteria coronaria con una acumulación de colesterol.

Los factores de riesgo para desarrollar las EAC son, principalmente, la edad y ser del sexo masculino. Se cree que las hormonas de las mujeres ayudan a protegerlas de estas enfermedades antes de la menopausia. Después tienen EAC tan a menudo como los hombres.

Algunos de los factores que aumentan las probabilidades de tener enfermedades cardíacas son [2]:

- Niveles elevados de colesterol.
- Hipertensión sanguínea.
- Diabetes.
- Dietas muy altas en grasas saturadas.
- Tener sobrepeso.
- No hacer ejercicio.
- Demasiado estrés.
- Fumar.
- Tener familiares cercanos con enfermedades cardíacas a temprana edad.

Estos factores de riesgo afectan a gran parte de la población actual, y por lo tanto, es necesaria una tecnología capaz de facilitar la detección, el diagnóstico y el tratamiento adecuado de las EAC. Dicha tecnología se llama imágenes de ecografía intravascular (Intravascular Ultrasound - IVUS), y nos permite observar directamente el estado de la arteria desde el interior.

1.2 Definición de conceptos básicos:

Para evaluar las lesiones coronarias y la necesidad de tratarlas, los cardiólogos intervencionistas necesitan medir el lumen por donde pasa la sangre y las estructuras del vaso. A base de las medidas del vaso coronario y la placa arteriosclerótica se decide la intervención apropiada: inflar un globo o implantar un stent para abrir el lumen, o extraer la placa coronaria a través de un *rotablator* (Fig. 1.2).

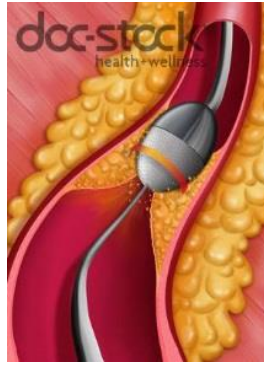


Figura 1.2: Imagen esquemática de un *rotablator*.

Una vez aplicada la intervención hemodinamista, se aplica otro vídeo llamado pullback de IVUS para evaluar la intervención (el stent implantado respecto el vaso, el lumen abierto o la placa que ha quedado dentro del vaso). A continuación comentamos los diferentes elementos de la intervención coronaria guiada por IVUS:

Lumen:

Se denomina lumen a la parte interior de vasos sanguíneos o arterias. Es la zona de la arteria por la cual fluye la sangre (Fig. 1.3 y Fig. 1.8). Se sitúa justo después del endotelio, que los separa de la pared vascular. Esta zona es importante ya que ha de tener una superficie suficiente para que fluya la sangre y pueda regar el tejido del miocardio.

Adventicia:

Se denomina adventicia a la capa de tejido conectivo más externa de una arteria o vaso y no formaría una unidad con la estructura vascular (Fig. 1.3 y Fig. 1.8). La adventicia juega un papel importante ya que es la responsable en funciones nutricionales y de control e incluso en conductas elásticas y viscosas de la pared arterial mediante una regulación de la función muscular lisa [4].

Stent:

Un stent cardiovascular es un dispositivo normalmente metálico (acero, platino, cobalto, etc), en forma de malla tubular (Fig. 1.4 y Fig. 1.8), que se introduce en las arterias coronarias cuando estas se encuentran obstruidas. Su colocación permite que la arteria permanezca abierta y así se pueda normalizar la circulación sanguínea.

Su introducción se realiza mediante una intervención simple llamada angioplastia en la que se introduce el stent, se coloca en la zona deseada y se infla con un globo para abrir la arteria obstruida [5].

Placas de ateromas:

Los ateromas son lesiones focales que se inician en la capa íntima de una arteria, y son provocados por el exceso de lipoproteínas de baja densidad (LDL) en el torrente sanguíneo. Esto acaba generando la formación de estas placas y la aparición de aterosclerosis (Fig. 1.5 y Fig. 1.8).

Estas placas pueden provocar el cierre total o parcial de las arterias causando una isquemia (disminución del riego sanguíneo) en el punto donde se forman, o incluso llegando a desprenderse un émbolo y bloqueando cualquier otra arteria pudiendo provocar un infarto agudo de miocardio o un infarto cerebral dependiendo de la zona ocluida por el trombo [6].

Bifurcaciones arteriales:

Las bifurcaciones arteriales, debido a las turbulencias del flujo sanguíneo que allí se originan, son sitios de alto estrés endotelial, que característicamente enferman de aterosclerosis. Por lo tanto, las lesiones que ocurren en el origen de una rama secundaria o incluso la involucra, tienen una dificultad especial con peores resultados inmediatos y a medio plazo [7].

Las bifurcaciones son también los puntos anatómicos que permiten orientar dónde estamos dentro del vaso ya que mirando las imágenes IVUS es muy difícil de determinar dónde exactamente está el catéter, cuánto de lejos de qué bifurcaciones u otras lesiones, etc.

Segmentación:

Una segmentación es la acción o el resultado de la acción que realizamos para seleccionar una estructura de las arterias coronarias, de tal manera que podamos cuantificar su área.

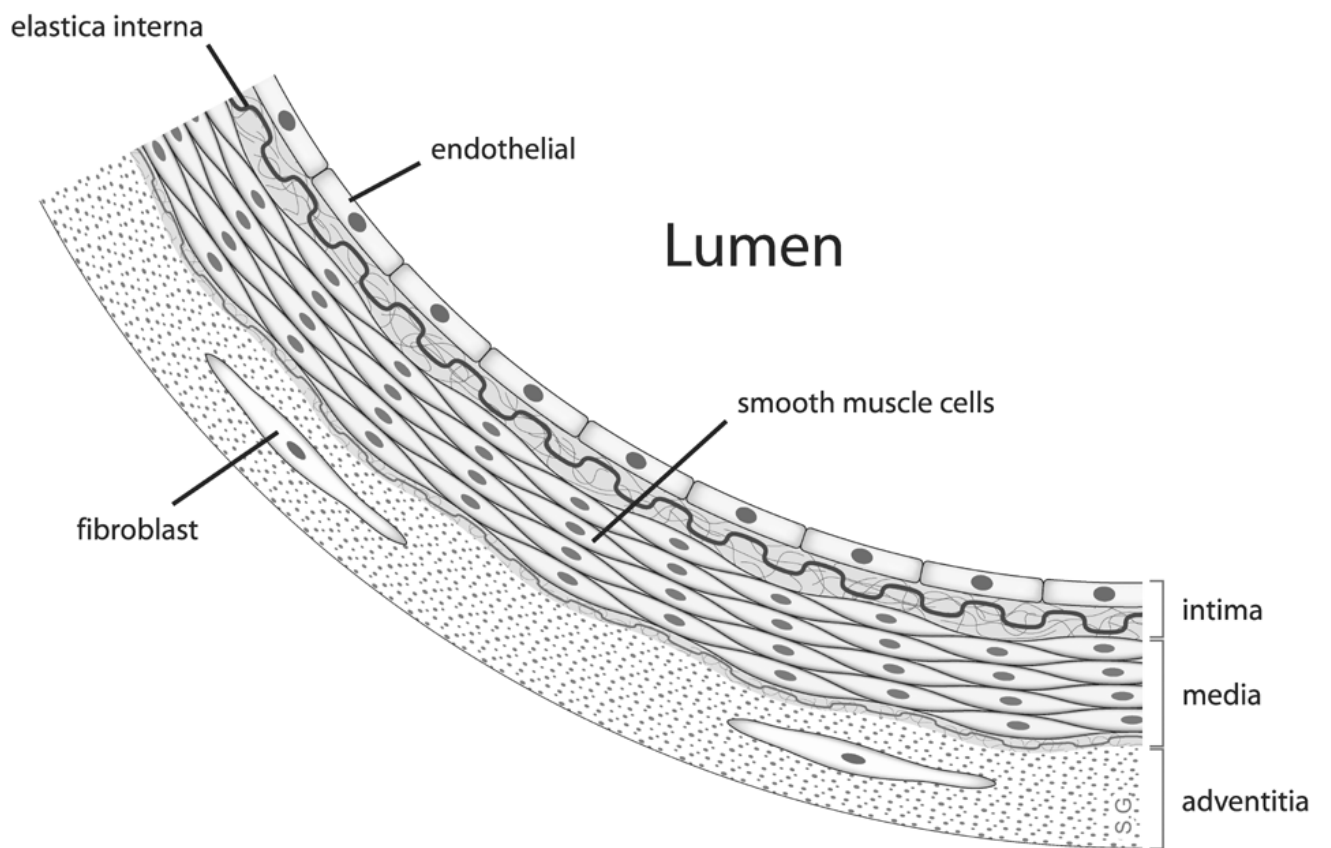


Figura 1.3: Estructura interna de una arteria o vaso sanguíneo.



Figura 1.4: Esquema de una arteria o vaso sanguíneo con un stent introducido en su interior.



Figura 1.5: Placa de ateroma aterosclerótica proveniente de una muestra de carótida.

1.3 Imágenes IVUS:

La tecnología IVUS está basada en la obtención y modelado de imágenes obtenidas mediante un catéter (Fig.1.6), el cual proporciona imágenes precisas de las estructuras vasculares. Las imágenes IVUS se utilizan principalmente en las arterias coronarias, sobretudo en la detección y control del volumen de placas, y a menudo también se utilizan para controlar los *Stents* colocados en estas arterias.

Esta tecnología se está imponiendo a las Angiografías (Fig. 1.7) ya que es capaz de darnos información directa desde dentro de la arteria. Además puede detectar lesiones que puedan desembocar en una trombosis. Las angiografías nos proporcionan información sobre la silueta del lumen de las arterias (Fig. 1.7), mientras que en las imágenes IVUS obtenemos información tomográfica y una perspectiva transversal (Fig. 1.8). Esto facilita las medidas directas de las dimensiones del lumen, caracterización del tamaño del ateroma, distribución de la placa o incluso la composición de la lesión. Estos son los motivos principales de que las imágenes IVUS se estén convirtiendo en unos datos altamente valorables y, a menudo, complementarios para las angiografías [3].

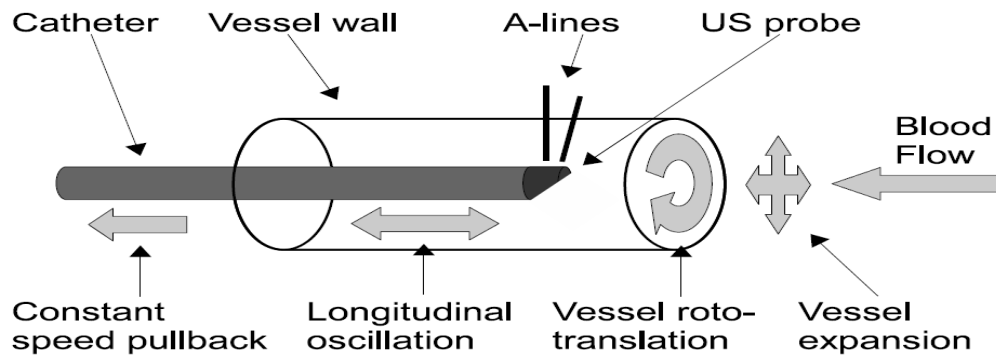


Figura 1.6: Representación gráfica del catéter utilizado en la extracción de imágenes IVUS.



Figura 1.7: Imagen obtenida mediante una Angiografía.

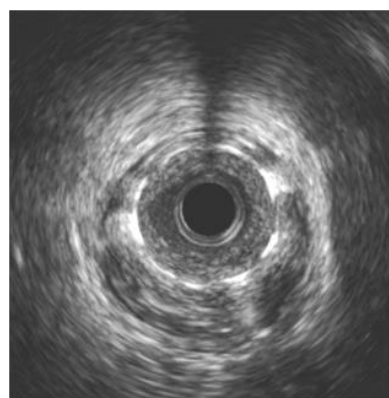


Figura 1.8: Imagen obtenida con IVUS.

1.4 Análisis automatizado de imágenes IVUS:

¿Cuál es el objetivo de poder automatizar los procesos de extracción de la información de las imágenes IVUS?

Si tenemos en cuenta las variabilidades, tanto *intraobserver* (Variabilidad existente cuando un mismo individuo puede obtener resultados diferentes analizando los mismos datos en diferentes situaciones) como *interobserver* (Variabilidad existente en los resultados de valorar unos mismos datos pero por dos individuos diferentes), es necesaria la intervención de un mecanismo automático y totalmente objetivo que permita al profesional obtener unos datos homogéneos y objetivos. Es totalmente esencial disponer de este sistema ya que, el análisis manual de las imágenes por parte del profesional es un proceso muy lento, costoso y subjetivo.

Estos datos servirán tanto para agilizar la tarea del análisis, como para obtener un patrón o una referencia a partir de la cual modificar y ajustar según el criterio o apreciación del profesional encargado.

1.5 Estado del arte del análisis de imágenes IVUS:

Actualmente existen varias empresas que desarrollan aplicaciones con imágenes IVUS, como por ejemplo:

- Volcano Corp. (Fig. 1.9)
- Boston Scientific Corp. (Fig. 1.10)
- Terumo Corp.
- Silicon Valley Medical Instruments, Inc.
- Avinger, Inc.
- InfraReDx, Inc.

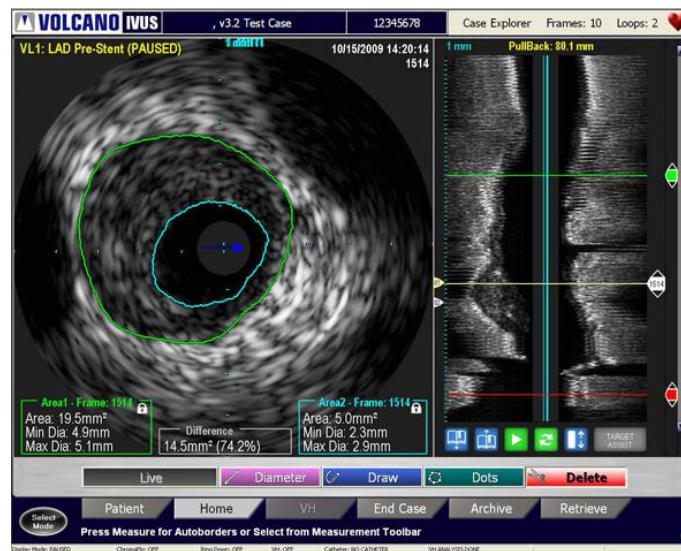


Figura 1.9: Interfaz del programa VOLCANO IVUS

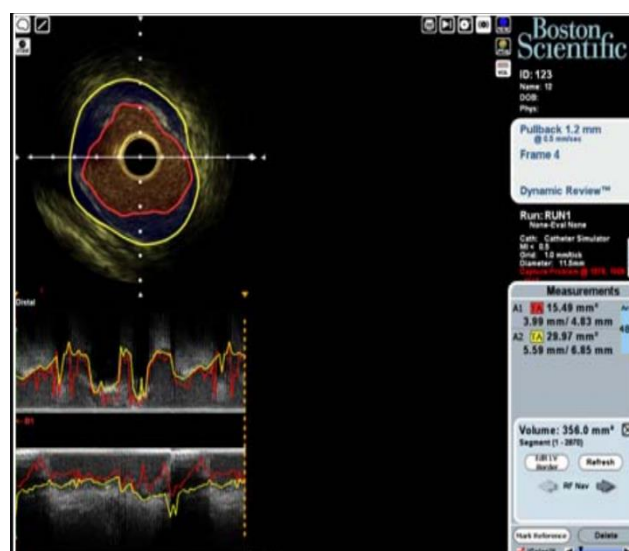


Figura 1.10: Interfaz del programa Boston Scientific IVUS.

Todas ellas son grandes empresas que han invertido muchísimo en desarrollar estas tecnologías, ya que son claramente el futuro del diagnóstico y tratamiento de las enfermedades coronarias. La mayoría de las arriba mencionadas no cuentan con el grado de interacción e interactividad que queremos implementar en IVUS-UBPCL, ya que no llegan a utilizar tantos recursos como nosotros, es decir, algunas de sus aplicaciones segmentan las arterias, otras generan vistas tridimensionales, o estabilizan un pullback, pero ninguna de ellas realiza todas estas tareas en una misma aplicación. Por lo tanto, para nosotros, es una gran carencia.

1.6 Sistema de análisis de imágenes IVUS interactivo:

La valoración de las imágenes IVUS por parte del profesional es la información más valiosa a la hora de diagnosticar y tratar pacientes con EAC. Siempre es necesaria la intervención de personal especializado para llevar a cabo la valoración, pero es importante tener la opción de automatizar el proceso de visualizar, diagnosticar, guiar la intervención y cuantificar. Puede facilitar el trabajo del profesional, resolver dudas y ambigüedades, hacerlo más rápido y sobre todo cuantificar objetivamente, ya que el trabajo del profesional normalmente es cualitativo.

Esta automatización de procesos se basa en dos motivos principales:

- Gran volumen de datos/imágenes.
- Acciones repetitivas y lentas.

El primer motivo, la gran cantidad de datos a los que el profesional ha de enfrentarse, provoca que el tiempo de valoración y de obtención de los resultados sea demasiado grande. Estos datos son muy variables, pero en algunos casos, el profesional se ha de enfrentar a una media de 4000 imágenes por vídeo y varios vídeos por intervención de un paciente. Esto multiplicado por cada paciente al que se le aplica este procedimiento, hacen que la obtención de la información sea una tarea complicada.

El segundo motivo, la existencia de acciones repetitivas, hace que el trabajo del profesional se ralentice. Ciertas tareas, tales como análisis estructural, se pueden llevar a cabo mediante algoritmos que analicen las imágenes y obtengan estos resultados, sin la necesidad de la intervención del profesional.

Por lo tanto, combinando un sistema donde cada acción pueda ser realizada tanto manualmente como automáticamente, obtenemos el mejor rendimiento sin perder efectividad a la hora de extraer y valorar la información de las imágenes IVUS, a la vez que facilitamos y agilizamos estos procesos.

También existe la necesidad de tomar estas medidas:

- **El lumen:** para medir si hay una estenosis, es decir, el área es demasiado pequeña y no pasa suficiente sangre para regar el miocardio.
- **La media:** porque la distancia entre el lumen y la media nos dice cuanta placa hay.
- **Caracterización de la placa:** porque depende del tipo de placa se aplica un u otro procedimiento de intervención:
 - si la placa es calcificada se aplica un rotablator y se extrae la placa.
 - si es fibrosa o lipídica se aplica un stent o simplemente un globo.
- **Bifurcaciones:** porque sirven como landmark anatómicos - orientarse donde estamos y además son las zonas altamente probables de acumular placa por las turbulencias que generan alrededor.
- **Gating:** para poder cuantificar el vaso con las mismas condiciones del flujo (sino por el bombeo, el área cambia radialmente y las medidas, p.e. las áreas no son comparables) además para ahorrar cálculos y evitar el efecto del va-i-ven (el catéter normalmente va a trompicones).
- **Estabilización:** para hacer medidas fiables longitudinalmente y evitar la rotación de las imágenes transversales que provocan irregularidades en las imágenes longitudinales.
- **Stent:** para poder medir si el stent está bien puesto, ya que cuando está mal puesto (solo una parte se apoya a la pared) la zona libre puede generar flujos sanguíneos contraproducentes, y cuando no está bien expandido, no ha eliminado la placa y también puede tener contra-efectos.

1.6.1 En este proyecto proponemos:

Diseñar y desarrollar un sistema interactivo integrado para la detección de:

- **Lumen:** Parte más interna del vaso o arteria por donde circula la sangre (Fig. 1.3 y Fig. 1.8).
- **Adventicia:** Parte más externa del vaso o arteria (Fig. 1.3 y Fig. 1.8).
- **Stents:** Malla metálica utilizada para eliminar obstrucciones en las arterias (Fig. 1.3 y Fig. 1.8).
- **Placas de ateromas:** Placas formadas en el interior de la arteria por acumulación de lípidos (Fig. 1.3 y Fig. 1.8).
- **Bifurcaciones en las arterias:** Zona donde un vaso o arteria se ramifica.

Cada punto mencionado anteriormente se podrá realizar sobre una sola imagen, o sobre una región de imágenes sobre las que el profesional podrá decidir qué acción realizar, o incluso podrá realizar varias a la vez.

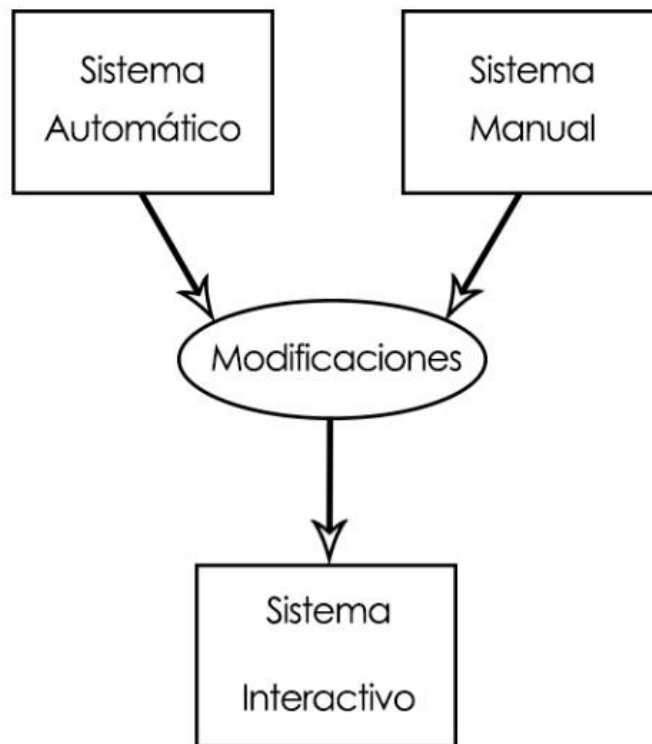


Figura 1.11: Diagrama del funcionamiento del sistema interactivo.

Además, la parte más importante es, que cualquiera que sea la procedencia de los datos y procedimientos (automáticos o manuales), estos podrán ser modificados y adaptados por parte del profesional (Fig. 1.11), pudiendo visualizar de forma interactiva, obtener medidas cuantitativas, gestionar varios casos, y en definitiva, poder obtener unos resultados para diagnosticar y tratar al paciente lo mejor posible.

Capítulo II

Arquitectura del sistema IVUS - UBPCl

En este capítulo vamos a repasar como está estructurado el programa, explicando todos los módulos que contiene y como han sido implementada todas sus funcionalidades. Primero repasaremos la organización interna del programa, y una vez explicado cómo se estructura. Una vez entendida su estructuración, pasaremos a explicar todas y cada una de las funcionalidades que han sido implementadas.

2.1 Módulos:

El sistema IVUS - UBPCl está distribuido en una serie de módulos. Cada módulo está encargado específicamente en realizar una tarea concreta. Cada tarea está implementada en una interfaz gráfica elaborada de manera que el profesional tenga toda la información a primera vista y la puede manejar de forma rápida e intuitiva (Fig. 2.1).

Los módulos del sistema IVUS – UBPCl están organizados de la siguiente manera:

- Gestión de datos:
 - ❖ Cargar.
 - ❖ Guardar.
 - ❖ Definición de parámetros (y modos de procesar los datos).
- Visualización:
 - ❖ Transversal.
 - ❖ Longitudinal.
 - ❖ Volumétrica.
 - ❖ Interactiva.
 - ❖ Orientada a las bifurcaciones.
 - ❖ Modo vídeo o frame-a-frame.
- Procesamiento de pullbacks (vídeos IVUS):
 - ❖ Gating.
 - ❖ Estabilización.

- Análisis de imágenes IVUS:
 - ❖ Lumen
 - ❖ Adventicia.
 - ❖ Stent.
 - ❖ Placas de ateromas.
 - ❖ Bifurcaciones.
- Estadísticas:
 - ❖ Áreas de las diferentes características

Algunos de estos módulos tienen dependencias entre sí, o trabajan conjuntamente para obtener un resultado, procesarlo y mostrar la información de la manera más visual posible para facilitar la comprensión al profesional. En el siguiente diagrama podemos ver cómo están distribuidos los diferentes módulos y cómo trabajan entre ellos.

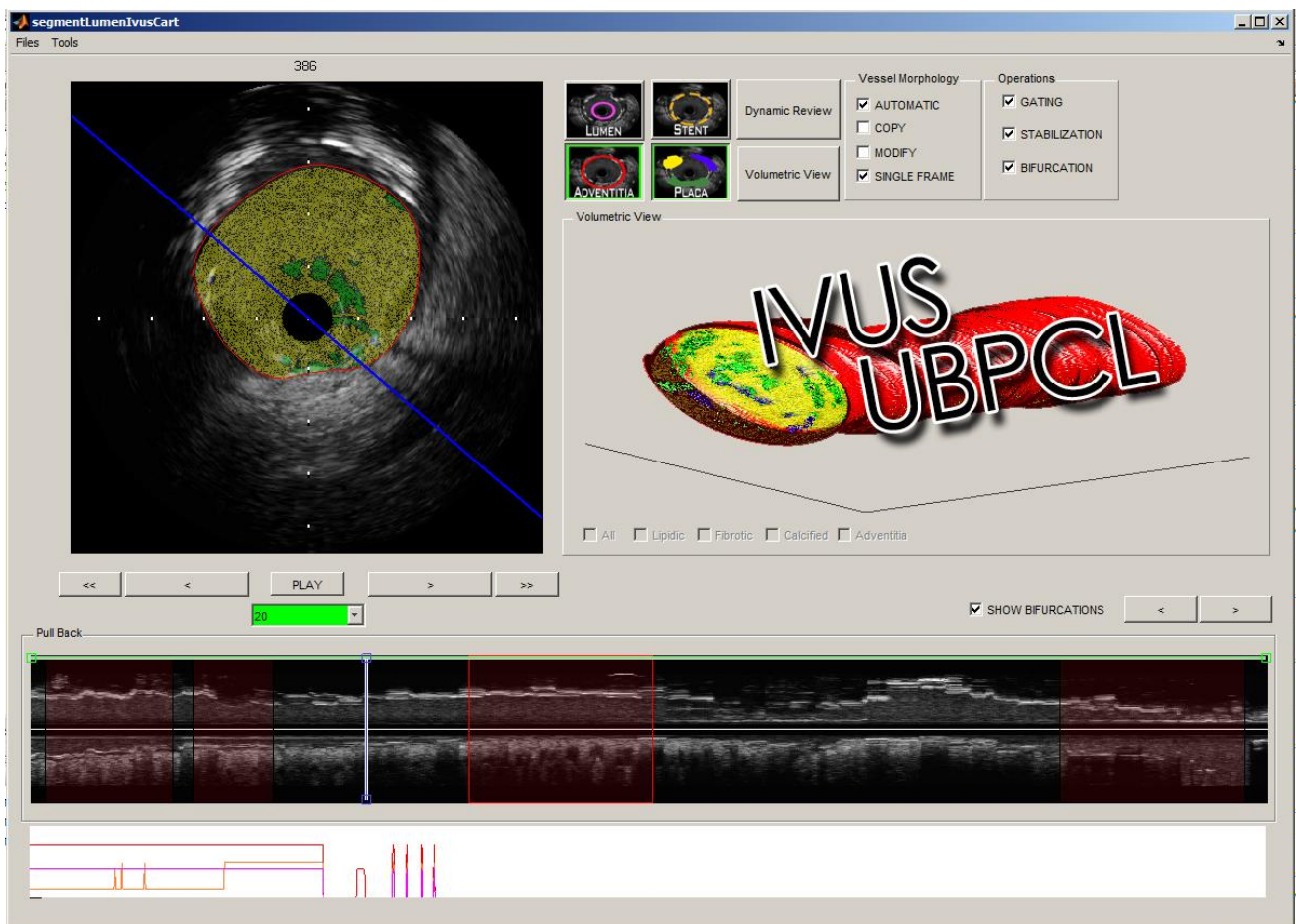


Figura 2.1: Captura de la interfaz gráfica principal del programa.

Tanto la interfaz gráfica, como la programación de algoritmos están enfocadas a obtener unos resultados por una parte visuales y por otra parte poder extraer medidas sobre los vasos coronarios. El objetivo es que el profesional obtenga los datos necesarios para identificar y diagnosticar al paciente de la manera más intuitiva posible. Si nos fijamos en la figura 2.1, esta idea queda claramente reflejada, ya que absolutamente todos los resultados de los algoritmos se van a mostrar de manera visual, tanto en la vista transversal de las imágenes IVUS, como en la vista longitudinal de todo el pullback.

2.2 Funcionalidades:

Cada módulo de los anteriormente mencionados tienen implementados una serie de funcionalidades. Estos módulos interactúan entre ellos para poder generar los resultados combinando diferentes acciones, y de este modo, conseguir que el profesional tenga toda la información posible a su disposición en una interfaz gráfica diseñada específicamente para este objetivo (Fig. 2.3). A continuación encontraremos una lista con las funcionalidades implementadas y una explicación sobre el objetivo y tarea de cada una de ellas.

2.2.1 Gestión de datos:

El objetivo principal de este módulo es poder gestionar los datos de manera eficiente, ya que la tecnología IVUS genera una gran cantidad, y es crucial tener una buena gestión para poder trabajar correctamente con ellos.

Abrir fichero DICOM:

Nuestro programa se basa en el análisis, posterior a la extracción, de las imágenes IVUS. Estas imágenes son almacenadas en diferentes formatos, pero el programa concretamente reconoce uno y es el llamado formato DICOM. Este formato es utilizado como estándar en el campo médico para almacenar imágenes y otro tipo de información relacionada con el paciente.

Guardar/Cargar segmentación:

Cada vez que realizamos segmentaciones a lo largo de un pullback, éstas quedan almacenadas temporalmente mientras el programa está en funcionamiento. Si se quiere conservar permanentemente esta información, el profesional tiene la opción de guardar los datos en formato XML y Excel. El formato XML permite la posterior carga de los datos guardados anteriormente, mientras que el formato Excel está orientado a la visualización de estos datos y a su posterior procesamiento para realizar estudios.

Definición de parámetros:

La intención de esta funcionalidad es tratar los datos tal y como el profesional indica. Esto significa que hay que proporcionar al profesional una interfaz donde configurar las acciones a realizar, y cómo realizarlas. Para ello, este módulo se vale de los check-box, que son unos elementos gráficos que nos sirven para que el usuario indique si quiere que el algoritmo sea manual/automático, single frame/Multiframe, copiar/modificar, etc (Fig. 2.2). También utilizamos un elemento gráfico llamado imLine, que nos sirve para crear una línea en la interfaz, la cual podrá ser modificada por el usuario, y con la que conseguiremos definir la región de interés, o incluso el desplazamiento por la vista longitudinal.

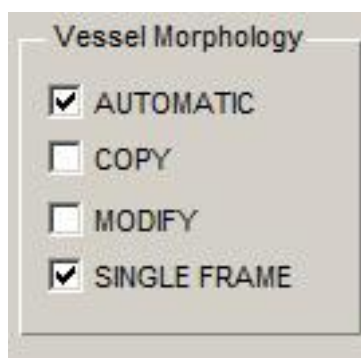


Figura 2.2: Configuración, mediante checkboxes, de los parámetros.

2.2.2 Visualización:

Dentro de este módulo está una de las partes más importante de todo el programa, y es la visualización de toda la información. Para ello contamos con varias funcionalidades.

Visualización transversal:

El profesional tiene a su disposición la visión transversal de la arteria, donde podrá navegar utilizando los controles de la interfaz, podrá configurarlos para determinar el *step*, o bien ir al principio o al final del pullback. También existe la posibilidad de reproducir todo los frames dentro de la región de interés de manera que pueda observar el movimiento de la arteria (Fig. 2.3).

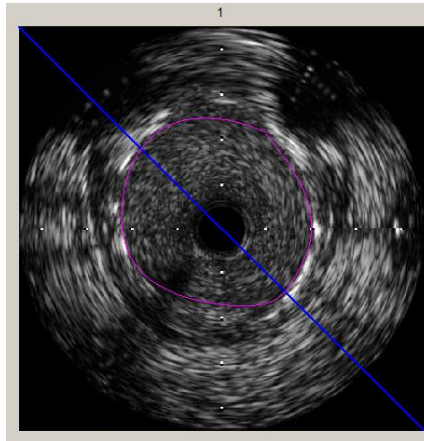


Figura 2.3: Vista transversal de un frame del pullback.

Visualización longitudinal:

El profesional tiene a su disposición una vista longitudinal de todo el pullback. Tendrá la posibilidad de desplazar el indicador de frame actual y cambiar la vista transversal. También podrá modificar la región de interés, seleccionando solamente la zona deseada del pullback que quiera estudiar en ese momento (Fig. 2.4).

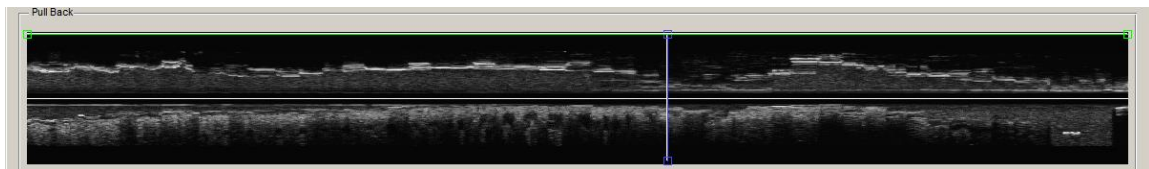


Figura 2.4: Vista longitudinal del pullback.

Visualización de bifurcaciones:

Una vez que hemos ejecutado la detección de bifurcaciones, el programa mostrará en la vista longitudinal donde se encuentran estas bifurcaciones, incluso podremos seleccionarlas y automáticamente modificará la vista para mostrar el ángulo correcto donde visualizarla, tanto en la vista transversal como en la longitudinal. Como vemos en la (Fig. 2.5), el ángulo correcto corresponde a la barra azul de la vista transversal, ya que nos indica donde está la bifurcación que tenemos señalada en la vista longitudinal.

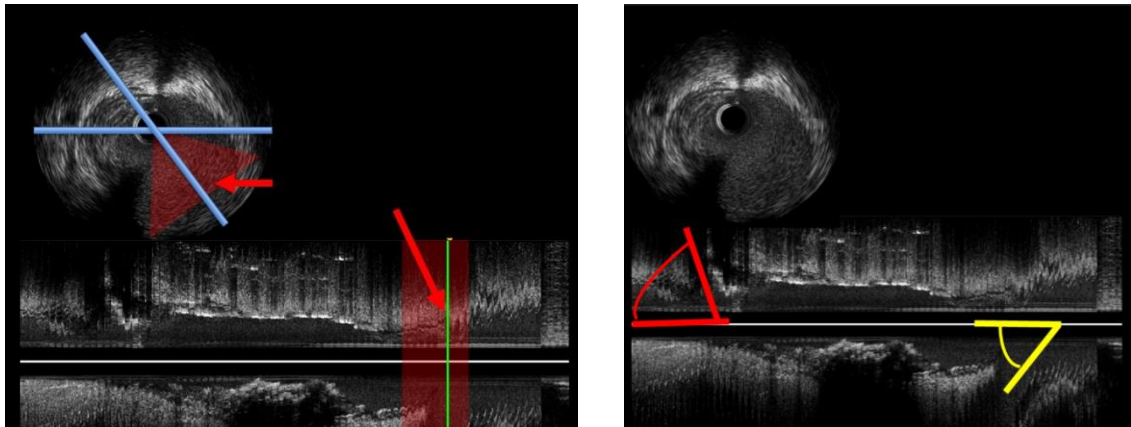


Figura 2.5: Ejemplo del ángulo correcto de visualización de la bifurcación seleccionada en la vista longitudinal.

Es importante mostrar la zona de la bifurcación ya que, según la orientación longitudinal que estemos mirando, estas bifurcaciones permanecen ocultas, por lo tanto, facilitamos el trabajo del profesional y le ahorramos acciones innecesarias (Fig. 2.6).

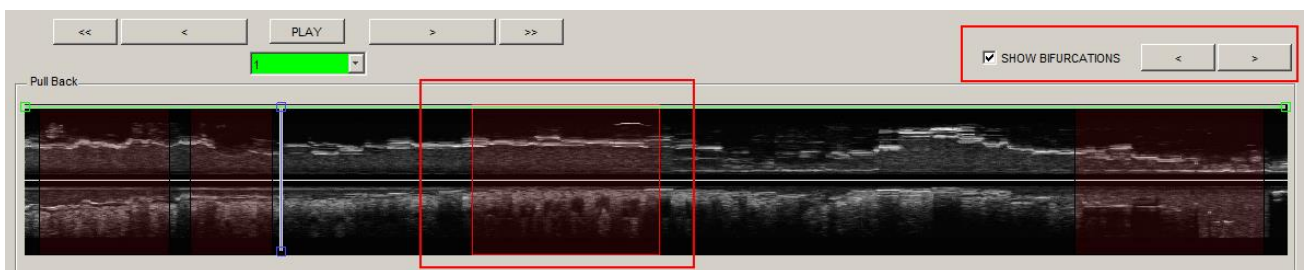


Figura 2.6: Visualización de las bifurcaciones detectadas sobre la vista longitudinal y los controles para navegar entre ellas.

Vista dinámica (Dynamic Review):

La vista dinámica es una funcionalidad que nos permite ver una sección del pullback en una vista transversal, la cual se reproducirá constantemente en un vídeo en un bucle continuo. Esto nos permitirá observar el movimiento de la arteria y poder comparar con la vista transversal estática. El profesional tiene la posibilidad de configurar el rango de visualización, es decir, cuántos frames se van a reproducir tomando como referencia el frame actual y aplicándolo hacia delante y hacia atrás. Y también podrá configurar los frames por segundo, con tal de realizar la visualización totalmente personalizada para cada usuario.

Vista volumétrica (Volumetric View):

Esta funcionalidad nos permite generar una vista en 3D de la *región de interés* seleccionada. En esta vista podremos ver el lumen, y la distribución de los diferentes tipos de placas de ateromas (lipídica, calcificada o fibrótica), teniendo la posibilidad de incluir o excluir aquellas que el profesional desee (Punto (12) de la Fig. 2.10).

Modo vídeo/Frame a frame:

Esta funcionalidad nos permite reproducir la vista transversal de la *región de interés* del pullback de manera que podamos observarlo dinámicamente o, si el profesional lo desea, configurar la vista transversal para pasar los frames manualmente, pudiendo controlar el step (de 5 en 5, de 10 en 10, etc) para observar con más detalle y tiempo las imágenes.

Todas las funcionalidades de este módulo están implementadas para conseguir una interactividad que ayude al profesional a trabajar con la interfaz. Por ejemplo, si el profesional desea modificar el corte de la vista longitudinal dispone de una barra en la vista transversal que indica la zona de corte (Fig. 2.7), la cual puede modificar simplemente clicando encima y desplazándola hasta la posición deseada. Tal y como vemos en el ejemplo, toda la interfaz está realizada para que el profesional interactúe con ella de la manera más intuitiva posible e intentando que tenga que realizar el mínimo de acciones posibles para llegar al objetivo.

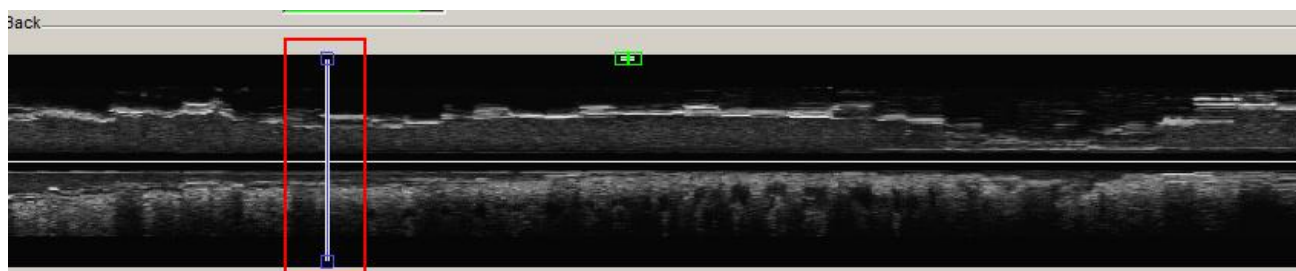


Figura 2.7: Recuadro rojo – Barra que indica el corte que estamos viendo en la vista transversal.

2.2.3 Procesamiento de pullbacks:

Gating:

Esta funcionalidad se utiliza exclusivamente para optimizar la detección de bifurcaciones. Este método reduce el número de frames del pullback y extrae solamente aquellos que están en el diástole del ciclo del latido del corazón, eliminando así el resto y reduciendo la dimensionalidad de los datos. Esta funcionalidad es necesaria ya que la detección de bifurcaciones necesita de muchos cálculos matemáticos, y por tanto, necesitamos un set de datos reducido pero que sigan siendo representativos de nuestro pullback. Por ello es importante seleccionar bien las imágenes utilizando el procedimiento *gating*.

Estabilización:

Esta funcionalidad, como su nombre indica, realiza la estabilización del pullback, corrigiendo las rotaciones en la toma de las imágenes IVUS debidas al movimiento del corazón cuando late (Fig. 2.8). El programa tiene la opción de estabilizar el pullback entero, o estabilizar solamente las imágenes obtenidas por *gating*. La estabilización en *gating* solamente se utiliza en la detección de bifurcaciones. La estabilización cuenta con varios parámetros ajustables que el profesional podrá configurar. Esta funcionalidad ayuda a corregir los movimientos en la toma de las imágenes, y de esta manera, podemos visualizar la vista longitudinal de manera más natural, permitiéndonos ver el vaso tal y como es, ya que eliminamos gran parte del ruido generado por el desplazamiento del catéter dentro de la arteria por culpa del movimiento del corazón.

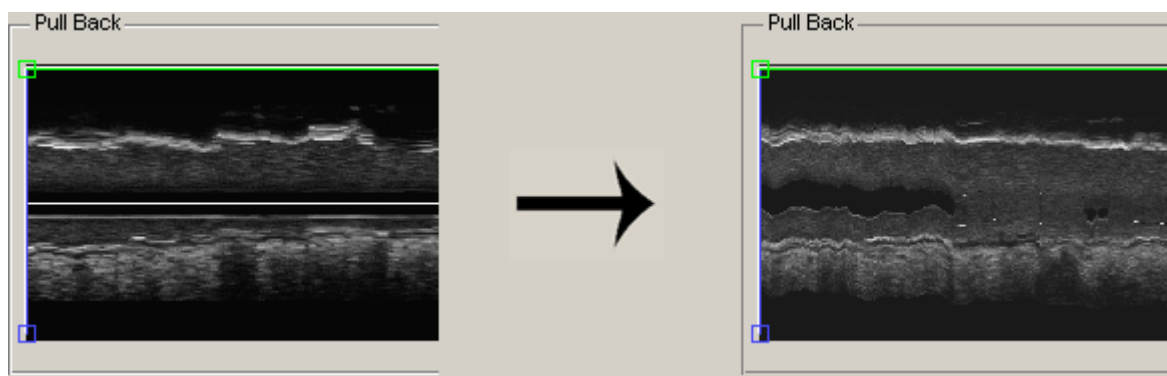


Figura 2.8: Cambio de la vista longitudinal del pullback original a el mismo pullback estabilizado.

2.2.4 Análisis:

En este módulo encontramos el mayor reto por nuestra parte, ya que es el más importante de todo el programa. El objetivo es proporcionar al profesional unas herramientas adecuadas para procesar las imágenes IVUS, tales como la segmentación automática o manual y la detección de placas y bifurcaciones, para que disponga de todos los datos necesarios para obtener un diagnóstico adecuado.

Frame singular (Single frame):

Esta funcionalidad sirve para indicar al programa que los cálculos automáticos se van a realizar solamente en el frame actual y no en toda la *región de interés* que tengamos seleccionada. Es crítico para tener medidas instantáneas pero no permite analizar segmentos del vaso sino solo analizarlo localmente.

Región de interés:

Esta funcionalidad solamente está activa cuando el profesional desactiva la funcionalidad *Single Frame* indicando que desea realizar los cálculos sobre una zona determinada del pullback. El objetivo de esta funcionalidad es dar al profesional la opción de seleccionar una región del pullback sobre la cual se tendrá la posibilidad de realizar, por ejemplo, cálculos en serie de detección del lumen, con lo que obtendrá toda la segmentación exactamente en la región seleccionada.

Esta funcionalidad también se utiliza para definir la zona específica para generar la vista volumétrica. En tal caso, no es necesario desactivar *Single frame*, ya que el propio método necesita obligatoriamente una región para poder llevarse a cabo.

Segmentación:

Con el objetivo de poder detectar las diferentes zonas de la arteria (lumen, adventicia y stent) existe esta funcionalidad, en la que el profesional tiene la opción de introducir manualmente los bordes de cada zona o dejar que el programa detecte automáticamente estas zonas. La detección automática se puede realizar también en la *región de interés*, con lo que obtendremos la segmentación en todos los frames incluidos dentro de la región.

Copiar:

Cuando tengamos activada esta función, el programa detectará automáticamente la segmentación que exista en el frame actual y la copiará al siguiente frame, con lo que ya tendremos una segmentación realizada, la cual podremos modificar para reajustar al nuevo frame. Es muy importante para ahorrar tiempo ya que cuando el catéter se mueve lentamente, las segmentaciones pueden parecerse bastante. De tal manera, el profesional clínico sólo ha de corregir la segmentación eventualmente en alguna parte del vaso.

Modificar:

Cada vez que generamos una segmentación, ya sea de manera manual o automática, el programa nos permitirá siempre modificarla para poder dejar siempre, en última instancia, a decir al profesional el resultado final de la segmentación (Fig. 2.9).

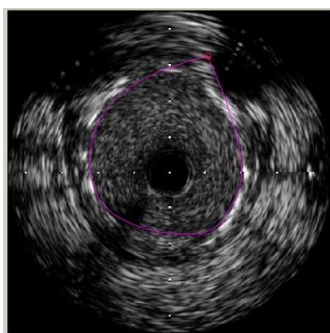


Figura 2.9: Ejemplo de modificación del lumen.

Automático:

Con esta opción activada estaremos indicando al programa que realice las siguientes operaciones de manera automática. De manera intrínseca, la placa de aterosclerosis se calcula automáticamente, pero el resto (lumen, adventicia y stent) hay que indicar si se quiere realizar la segmentación automática Fig(2.10).

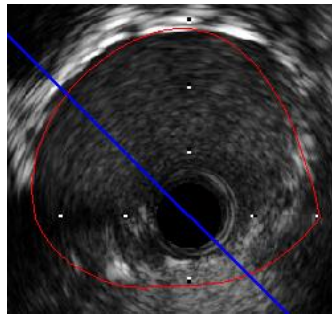


Figura 2.10: Ejemplo de segmentación automática de adventicia.

Bifurcaciones:

Dado que las bifurcaciones son zonas sensibles donde hay que prestar especial atención debido a la alta probabilidad que existe en esas zonas que aparezca acumulaciones de placa, integramos este algoritmo capaz de detectar las bifurcaciones dentro de un pullback (Fig 2.11).

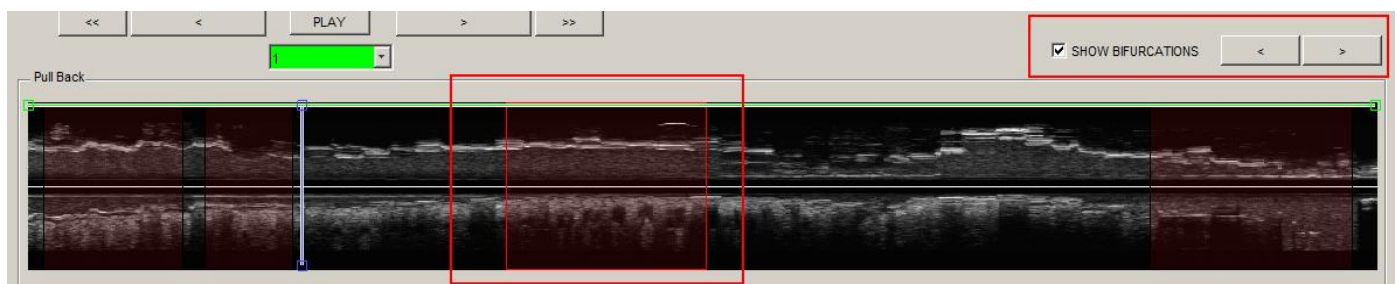


Figura 2.11: Ejemplo de detección automática de bifurcaciones, donde éstas, sale marcadas en rojo

2.2.5 Cuantificación:

Durante la cuantificación se extraen medidas que son el resultado final de todo el análisis de imágenes IVUS. Con las estadísticas podemos tener una representación cuantitativa de los datos obtenidos, y por tanto, poder diagnosticar y posteriormente controlar la evolución de los pacientes que hayan sido tratados, pudiéndoles ofrecer el mejor tratamiento posible para obtener el mejor resultado.

Áreas:

Cada vez que se realiza la segmentación de alguna zona de la imagen, se calcula automáticamente el área en su interior. Esta área se calcula utilizando una proporción entre píxeles y milímetros cuadrados la cual puede configurar el profesional si lo desea (Fig. 2.12).

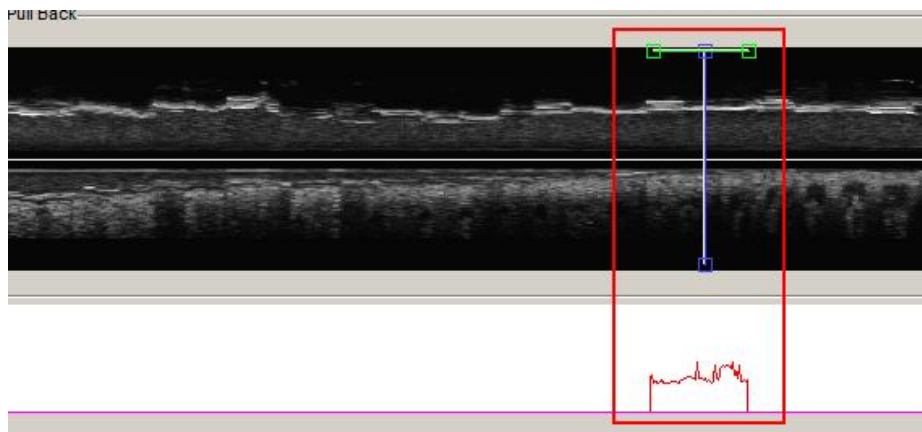


Figura 2.12: Zona donde se muestra las áreas obtenidas después de segmentar.

A continuación mostramos la interfaz gráfica del programa, donde podemos observar muchas de las funcionalidades explicadas anteriormente (Fig. 2.13).

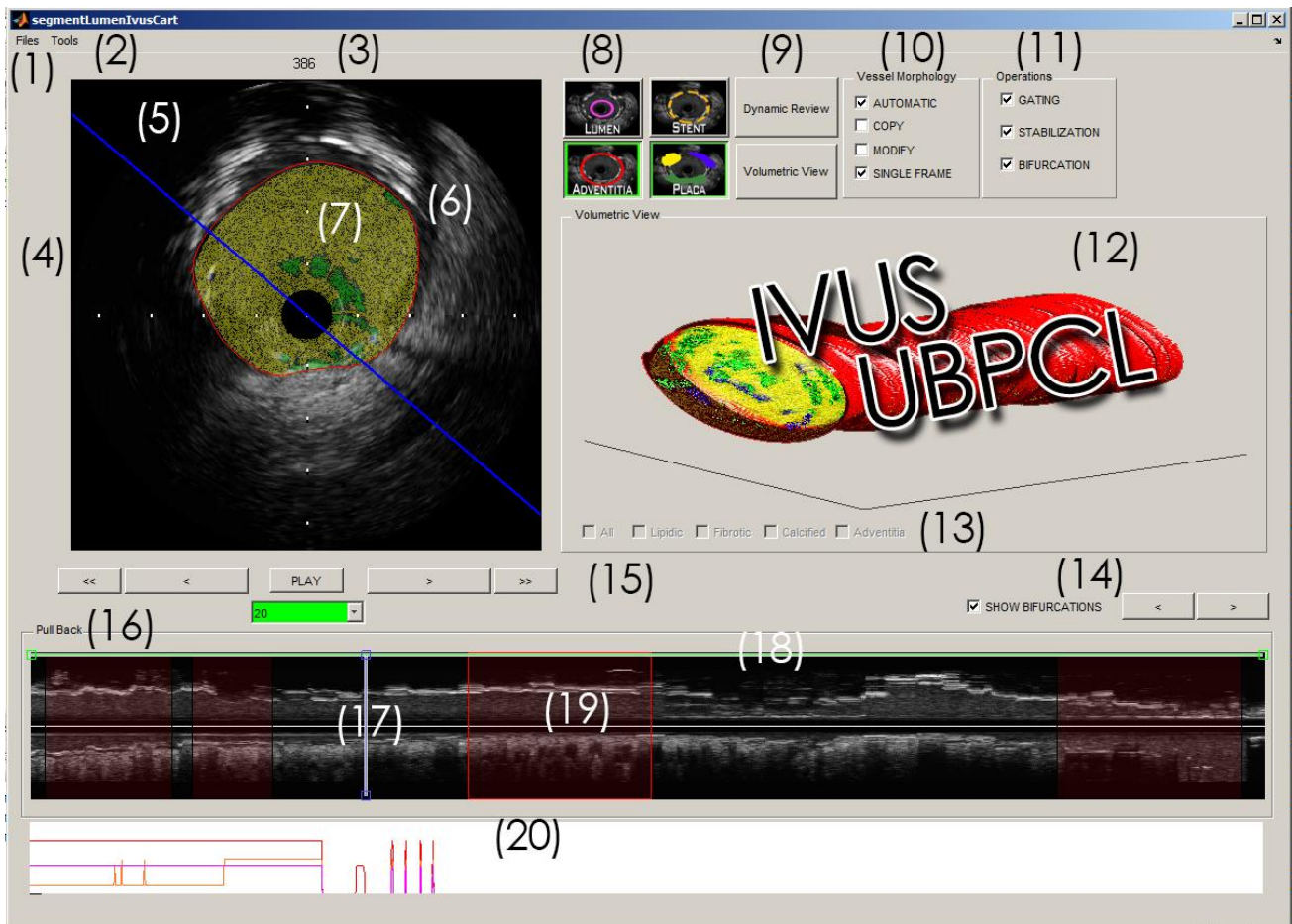


Figura 2.13: Esquema con las partes de la interfaz gráfica numeradas.

- [1] Menú donde encontraremos las opciones para abrir un caso DICOM y guardar/cargar la segmentación realizada.
- [2] Menú donde podremos configurar los parámetros de la aplicación: la proporción Píxeles/mm², los parámetros para la detección de bifurcaciones y la configuración del *Dynamic review*.
- [3] Indicador del frame en el que nos encontramos actualmente.
- [4] Vista Transversal.
- [5] Línea que define la sección a utilizar para la vista longitudinal. Esta línea define el corte a lo largo de todos los frames del pullback que se mostrarán en la vista longitudinal.
- [6] Segmentación (en este caso de la adventicia).
- [7] Placas de ateromas.
- [8] Menú con las posibilidades de segmentación y detección.
- [9] Menú para escoger *Dynamic review* o *Volumetric view*.
- [10] Menú de parámetros opcionales para la detección de la morfología del vaso.
- [11] Menú de parámetros para escoger el procesamiento del pullback o la detección de bifurcaciones.
- [12] Vista volumétrica de las placas de ateromas calculadas. Inicialmente se muestra el logotipo de la aplicación.

- [13] Menú para configurar los parámetros a mostrar en la vista volumétrica.
- [14] Controles para navegar por las diferentes bifurcaciones.
- [15] Controles para navegar por la vista transversal.
- [16] Vista longitudinal.
- [17] Línea que muestra el frame actual transversal en la vista longitudinal.
- [18] Línea que señala la región de interés seleccionada.
- [19] Zona marcada donde se ha encontrado una bifurcación.
- [20] Gráfica con las áreas calculadas.

Capítulo III

Implementación de los módulos

En el sistema IVUS – UBPCCL tenemos definida una estructura de módulos, en la cual, existen varias dependencias entre ellos (Fig. 3.1). A menudo estas dependencias se crean por la necesidad de tener unos datos pre-procesados para que, ciertos módulos, puedan hacer su trabajo correctamente.

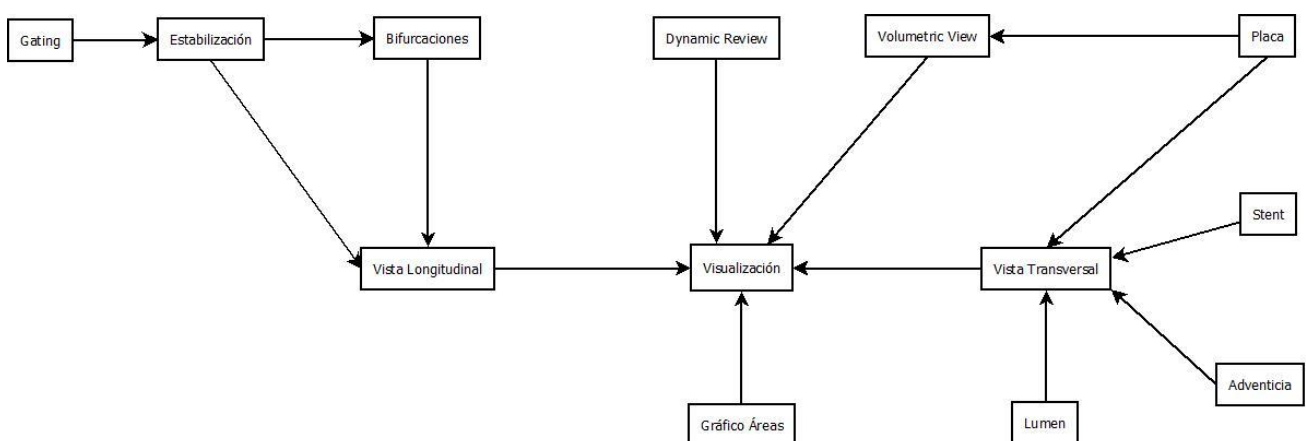


Figura 3.1: Diagrama estructural de los módulos y sus dependencias.

Como observamos en el diagrama, para poder realizar la detección de bifurcaciones, necesitamos previamente aplicarle el *Image gating* al pullback y así reducir la dimensionalidad de datos. A continuación hay que estabilizar estas imágenes para corregir las rotaciones y movimientos producidos por los latidos del corazón. Por último, el algoritmo ya tiene todos los datos preparados para ejecutar la detección de bifurcaciones. La segunda dependencia entre módulos es en la creación de la vista volumétrica, ya que es necesario tener la placa detectada para poder mostrarla en tres dimensiones.

3.1 Estructura de datos internos:

En nuestro programa, existe una estructura de datos esencial para el correcto funcionamiento. A la estructura le hemos llamado *Segmentation* dado que contiene los resultados de la segmentación de todas las estructuras del vaso coronario. Dentro de esta estructura guardamos todos los datos que se van calculando, ya sea manualmente por parte del profesional, o utilizando los algoritmos automáticos. A continuación explicaremos su estructura y describiremos la función objetivo de cada campo:

Nombre del campo	Descripción
Índex	Guardar el índice del frame donde están los datos calculados.
Adv	Guardar los puntos de la segmentación de la Adventicia.
AREA_ADV	Guardar el área de la Adventicia.
stdoADV*	Guardar el estado de la Adventicia.
Lmn	Guardar los puntos de la segmentación del Lumen.
AREA_LMN	Guardar el área del Lumen.
stdoLMN*	Guardar el estado del Lumen.
Stn	Guardar los puntos de la segmentación del Stent.
AREA_STN	Guardar el área del Stent.
stdoSTN*	Guardar el estado del Stent.
Plc	Guardar los índices de la matriz con la máscara de las placas de ateromas.

Esta estructura se repite para cada segmentación realizada sobre el caso DICOM abierto. Es decir, a cada nueva segmentación, se genera un nuevo registro en la estructura en la que se almacenan estos datos. La estructura permite tener estos campos vacíos en caso de que en un frame no se hayan segmentado todas las estructuras posibles, guardando solamente aquellas que se han realizado.

*Los estados corresponden a los siguientes valores:

Valor	Significado
0	No existe segmentación
1	Segmentación Manual
2	Segmentación Automática.
3	Segmentación Modificada.
4	Segmentación Copiada

3.2 Abrir caso DICOM:

Este módulo es uno de los más importantes ya que es el encargado de preparar todos los datos internos del programa, y cargar y realizar la inicialización de la visualización.

Seleccionar un fichero DICOM:

¿Existe el fichero?

Si →

Obtenemos Información del caso DICOM.

Obtenemos las imágenes IVUS del todo el pullback.

Generamos la vista transversal de la primera imagen del pullback.

Calculamos los puntos para generar la vista longitudinal.

Generamos la vista longitudinal del pullback.

Inicializamos variables del entorno.

Activamos los controles de la interfaz gráfica.

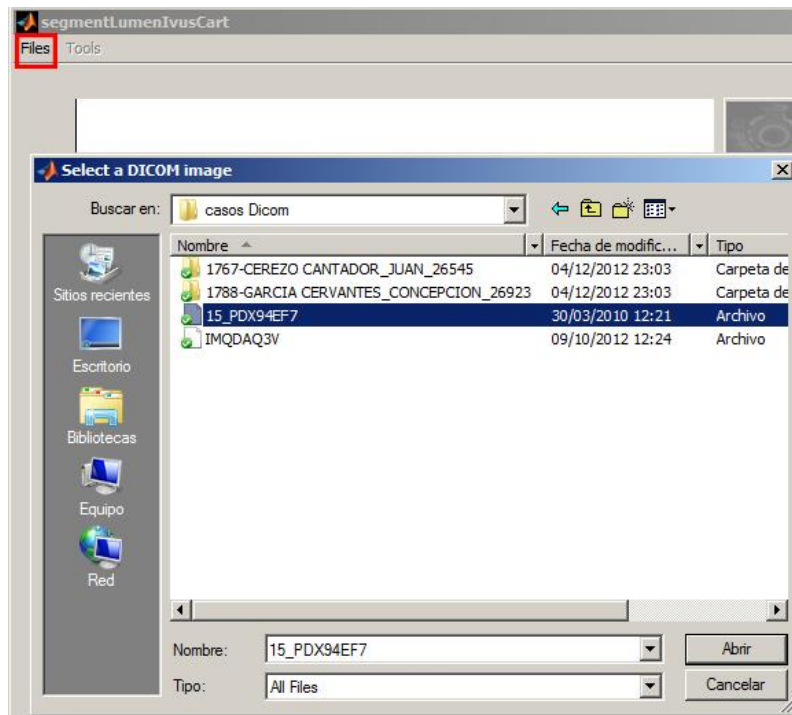


Figura 3.2: Abrir un caso DICOM.

3.3 Adventicia:

Este módulo está dedicado a trabajar en la detección de la zona de la Adventicia. Para realizar esta tarea de manera correcta, el profesional dispone de varias acciones que explicamos a continuación (Fig. 3.3):

Detección manual de la Adventicia:

¿Existe segmentación && no es Copiada?:

¿Eliminar existente?

Si →Borramos los datos.

No →Cancelamos la operación.

Si hemos borrado:

Entramos puntos manualmente hasta pulsar “Enter”.

Interpolamos los puntos.

Mostramos la segmentación en la vista transversal.

Calculamos el área de la segmentación.

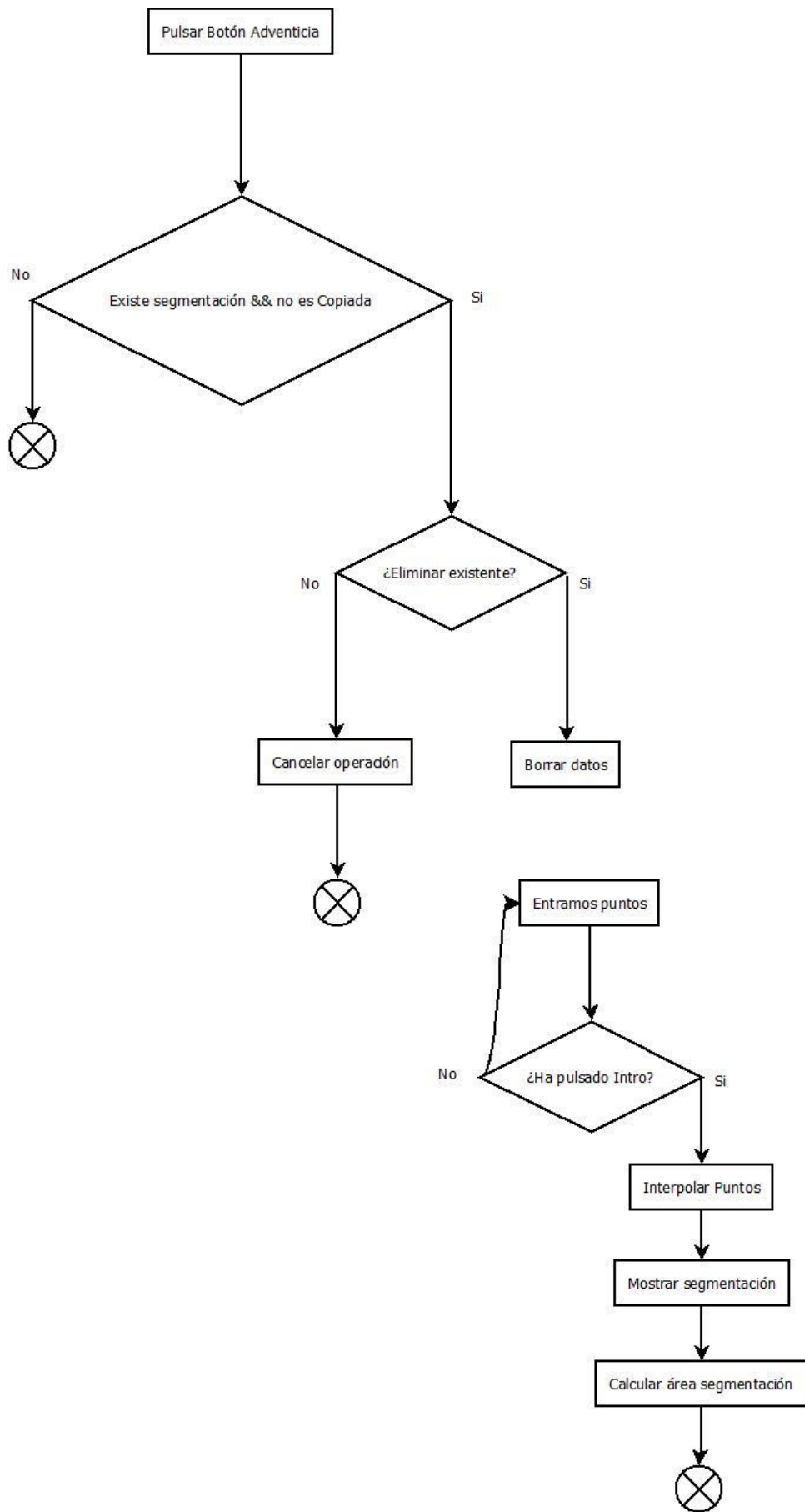


Figura 3.3: Diagrama de flujo de la detección manual de Adventicia.

La detección automática de la *Adventicia* ha sido implementada por *Francesco Ciompi* [8], el cual nos ha proporcionado el código. Nuestro trabajo ha sido el de integrar este código para que funcione con el formato de datos que utiliza nuestro programa.

Detección automática de la Adventicia:

¿No existe segmentación // La segmentación ha sido copiada?:

¿Es Multiframe?:

Si →

Bucle dentro de la región de interés:

Limpiamos datos de la memoria.

Buscamos datos existentes.

Cargamos datos existentes.

Si no existen datos // los datos son copiados:

Algoritmo automático de detección de Adventicia.

Normalizar puntos obtenidos.

Calculamos área de la segmentación.

Guardamos los datos.

Final bucle.

No →

Algoritmo automático de detección de Adventicia.

Normalizar puntos obtenidos.

Calculamos área de la segmentación.

Modificar Adventicia:

¿Existe segmentación?:

Mostramos solamente la adventicia en la vista transversal.

Dibujamos los puntos de modificación.

Modificamos los puntos.

Copiar Adventicia:

¿Existe segmentación?:

Copiamos los datos al nuevo frame.

Mostramos la segmentación en la vista transversal.

Calculamos área de la segmentación.

3.4 Placas de ateromas:

En el caso de las placas de ateromas, no existe la posibilidad de seleccionar manualmente las placas. Solamente está permitida la detección automática de placas de ateromas (Fig. 2.13 punto (7)). Tampoco pueden modificarse ni copiarse. El código de detección de placas de ateromas ha sido implementado a partir del método de segmentación automático de media [9]. Nuestro trabajo ha sido el de integrar este código para que funcione con el formato de datos que utiliza nuestro programa (Fig. 3.4).

Detección automática de placas de ateromas:

El botón esta pulsado:

¿Es Multiframe?:

Si →

Bucle dentro de la región de interés:

Limpiamos datos de la memoria.

Buscamos datos existentes.

Cargamos datos existentes.

¿No existe placa calculada?

No → ¿Existe Adventicia calculada?

No → Calculamos automáticamente la Adventicia.

Calculamos las placas de ateromas.

Guardamos los datos.

Fin bucle.

No →

¿Existe placa calculada?

Si → Mostramos las placas en la vista transversal.

No →

¿Existe Adventicia calculada?

No → Calculamos automáticamente la Adventicia.

Calculamos las placas de ateromas.

Mostramos las placas en la vista transversal.

El botón esta despulsado:

Mostramos el resto de segmentaciones existentes sin las placas de ateromas.

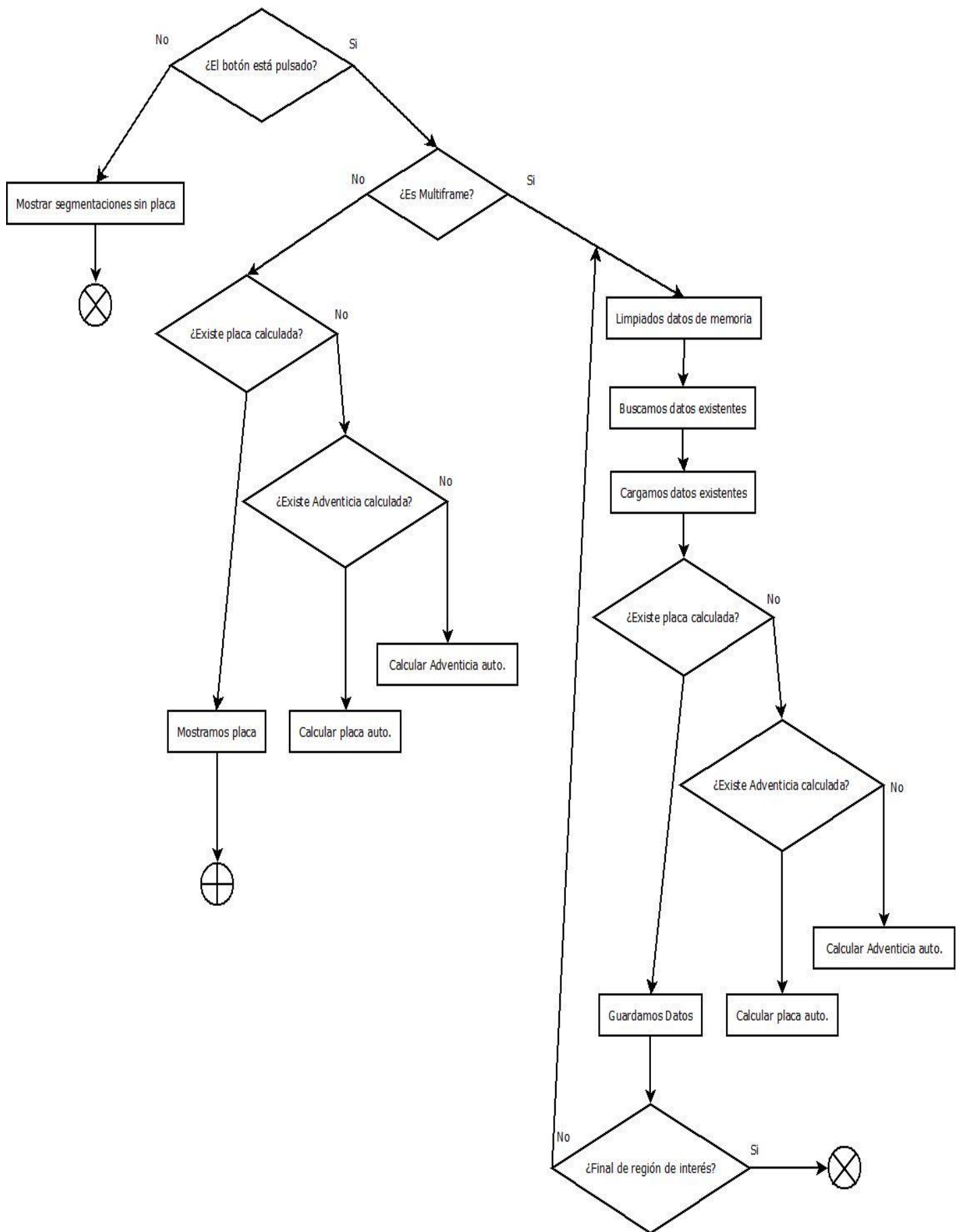


Figura 3.4: Diagrama de flujo de la detección de placas de ateromas.

3.5 Gating:

El *gating* es una operación que se realiza con el objetivo de reducir la dimensionalidad de las imágenes. Este módulo sirve para mejorar el rendimiento de algunos cálculos. Podemos observar el resultado del *gating* en la siguiente figura (Fig. 3.5) (Fig. 3.6). El código de obtención de imágenes *gating* ha sido publicado en [10]. Nuestro trabajo ha sido el de integrar este código dentro de nuestro programa y poder utilizarlo cuando se desee.

¿Esta seleccionado Gating?

Si →

Generamos ruta para guardar los resultados de la operación.

¿Existe un fichero de resultados previo?

No →

Ejecutamos algoritmo Gating.

Cargamos los resultados del algoritmo Gating.

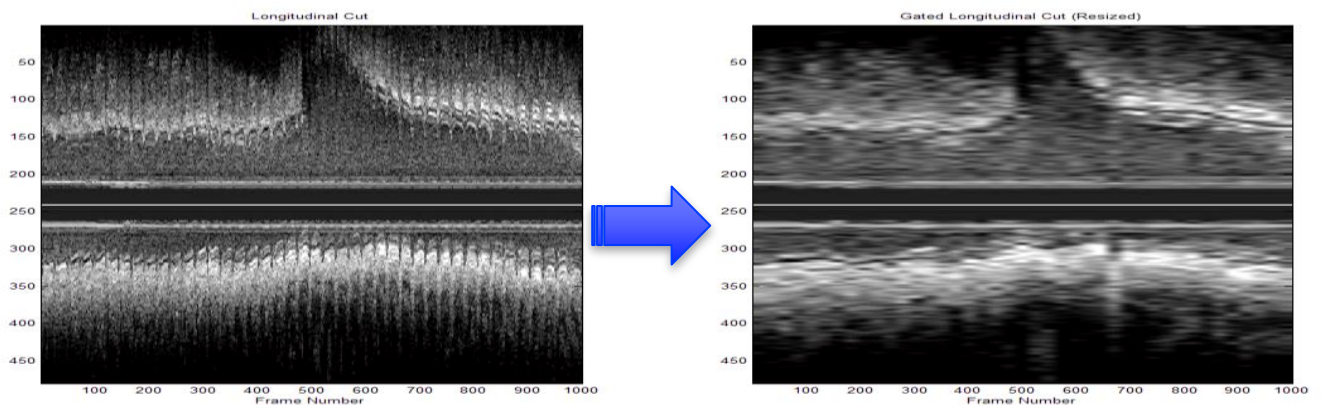


Figura 3.5: Izquierda – pullback sin aplicar Gating. Derecha – pullback después de aplicar Gating.

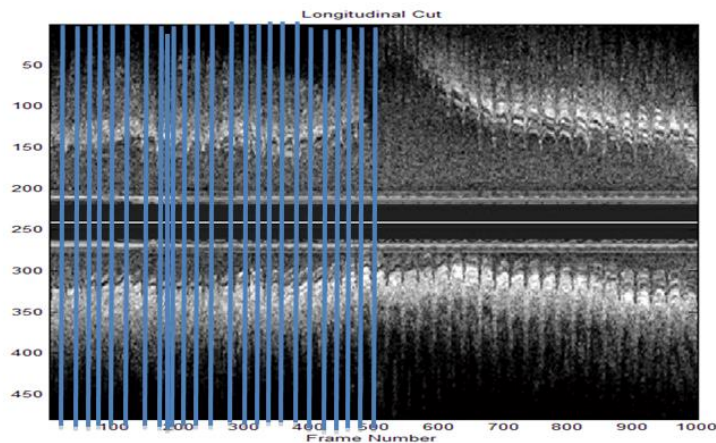


Figura 3.6: Ejemplo de imágenes seleccionadas por el algoritmo de Gating (Líneas azules).

3.6 Estabilización:

La estabilización del pullback es una operación que consiste en corregir los movimientos de las imágenes causados por los latidos de cada ciclo del corazón. En nuestro programa tenemos 2 algoritmos para realizar la estabilización, publicado en [11]. Se puede aplicar sobre todo el pullback, solamente las imágenes generadas por *gating*. Este segundo algoritmo está especialmente preparado para realizar la detección de bifurcaciones. Nuestro trabajo ha sido el de integrar este código para que funcione y podamos ver los resultados obtenidos después de aplicar estas operaciones.

¿Está seleccionado modo “Estabilización”?

Si →

Generamos ruta para guardar los resultados de la operación.

¿Existe un fichero de resultados previo?

No →

Ejecutamos algoritmo de Estabilización.

Eliminamos de la memoria el pullback actual.

Cargamos los datos generados por el algoritmo de la Estabilización

Creamos y mostramos la nueva vista longitudinal.

Eliminamos de la memoria el pullback estabilizado.

Cargamos en la memoria el pullback original.

No →

Calculamos los cortes de la vista longitudinal original.

Mostramos la vista longitudinal.

Mostramos la región con la línea de interés.

Mostramos la línea de desplazamiento horizontal.

3.7 Dynamic Review:

Dynamic review es una funcionalidad que permite al usuario generar un vídeo en el que se mostrar unos frames que se podrán configurar para definir tanto el step como los FPS (Frames per second), permitiendo al profesional tener una doble vista transversal enfocada en una zona específica, con la que poder trabajar (Fig. 3.7) .

¿Está seleccionado el modo “Dynamic Review”?

Si →

Obtenemos los datos de configuración.

*Generamos el vídeo en formato *.avi.*

Ejecutamos módulo .NET

Configurar reproductor en modo Loop.

Cargar el archivo de vídeo.

Reproducir el vídeo.

Inicio del bucle de comprobación de modificación:

¿Se ha cambiado de frame?

Si →

Recalcular vídeo.

Cargar nuevo archivo de vídeo.

Reproducir vídeo.

No →

Continuar con la reproducción actual.

Final bucle

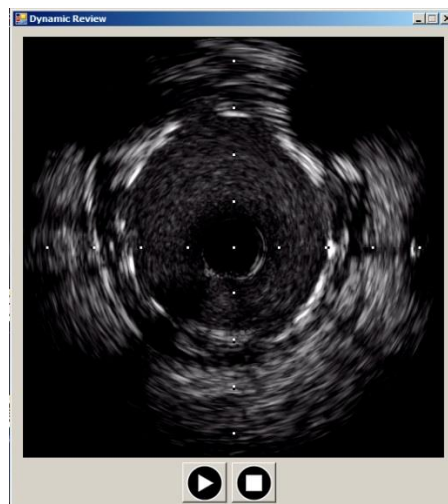


Figura 3.7: Interfaz de la vista dinámica (Dynamic Review).

3.8 Volumetric View:

La opción “Volumetric view” es la funcionalidad que permite visualizar las placas de ateroma en 3 dimensiones, permitiendo al profesional tener una visión volumétrica del vaso coronario afectado por este problema y así, ayudarlo a diagnosticar y decidir un tratamiento adecuado para el paciente (Fig. 3.8).

¿La región de interés es mayor que un frame?

Si →

Bucle dentro de la región de interés:

Limpiamos datos de la memoria.

Buscamos datos existentes.

Cargamos datos existentes.

¿Se ha calculado placa?

No →

¿Se ha calculado la Adventicia?

No →

Calculamosla Adventicia automáticamente.

Calculamos la placa automáticamente.

Guardamos = Si.

¿Guardamos?

Si →

Guardamos los datos.

Final del bucle.

Calculamos vista 2.5D.

Visualizamos vista 2.5D.

No →

Mensaje de error “La región de interés es demasiado pequeña”.

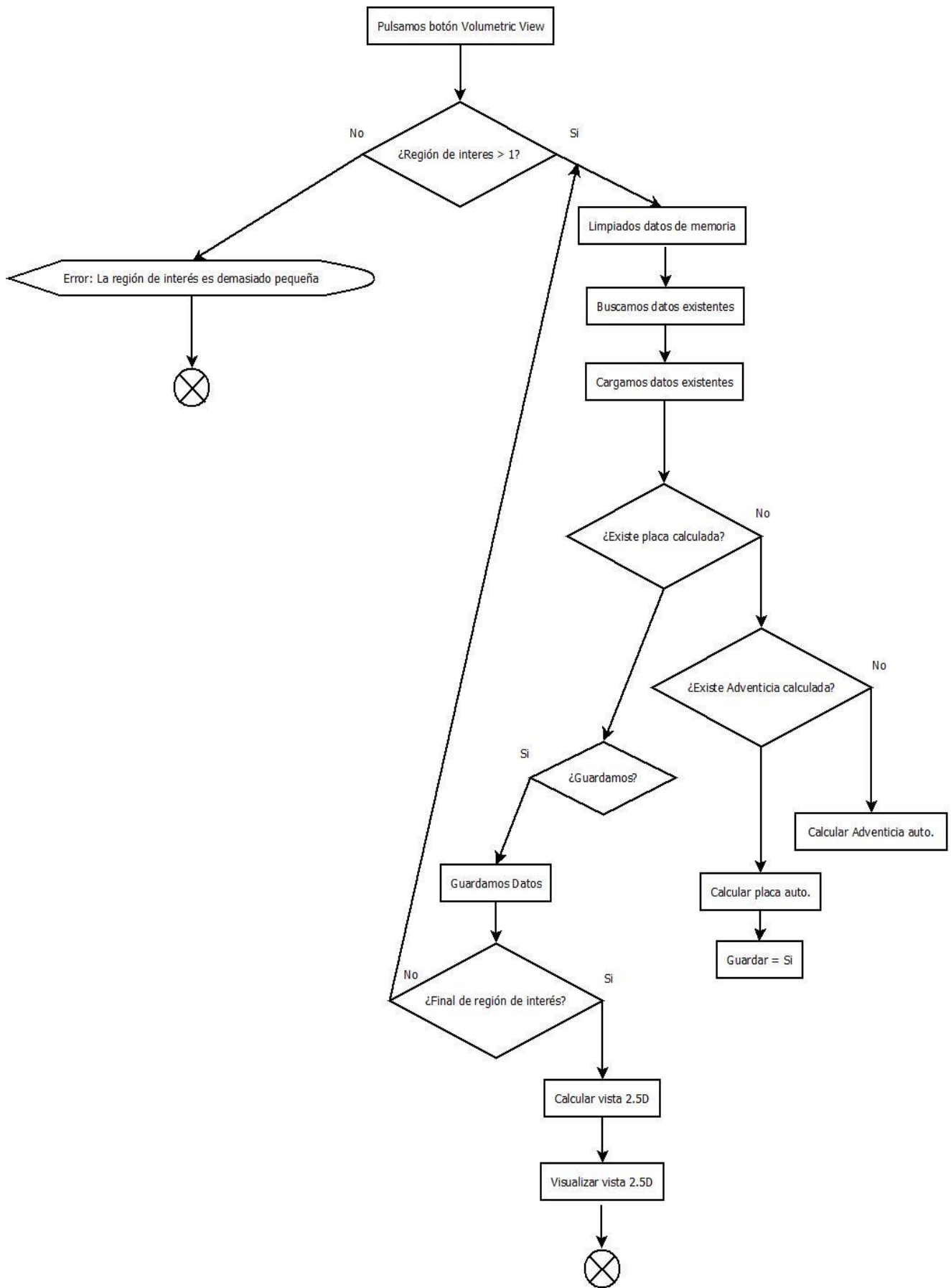


Figura 3.8: Diagrama de flujo del Volumetric View.

Capítulo IV

Especificaciones / Requisitos

En este capítulo, vamos a tratar que especificaciones o requisitos son necesarios para poder utilizar el programa de manera óptima. Como los cálculos y procesos que realiza el programa requieren de una gran capacidad de procesado, vamos a necesitar una máquina bastante potente. Aunque podemos limitar los requisitos si limitamos los cálculos, sobre todo los que se realizan sobre la región de interés.

4.1 Requisitos mínimos:

Los requisitos mínimos permiten la ejecución del programa y también la mayoría de cálculos, aunque, por limitaciones de memoria, las operaciones sobre la región de interés han de ser controladas y no sobrepasar cierto rango de imágenes. Estos requisitos son:

Sistema Operativo	Procesador	Memoria RAM	Tarjeta Gráfica	Memoria de vídeo dedicada
Windows 7 - 64 bits	Dual Core 2.3GHz	3.00 GB	GeForce 9400 GT	1.00 GB DDR2

Como podemos ver en la tabla, los requisitos mínimos no son muy exigentes. Aunque con un ordenador de estas características no podremos trabajar cómodamente con el programa, pero sí seremos capaces de realizar la mayoría de operaciones, aunque en un tiempo de procesado bastante elevado.

4.2 Requisitos recomendados:

Los requisitos recomendados son aquellos que nos permitirán ejecutar el programa con fluidez, nos permitirán realizar todos los cálculos deseados de manera rápida. Existen cálculos, tales como la *detección de bifurcaciones*, *Volumetric View* de regiones grandes (más de 200 frames), cálculos de *placa*, *detección del stent*, *segmentación de la adventicia* en regiones grandes, etc que comportan largo tiempo de procesado ya que son grandes operaciones de cálculo. Debido a esto, habrá operaciones donde, forzosamente se tendrá que dejar el ordenador procesando datos para obtener los resultados.

Los requisitos recomendados son:

Sistema Operativo	Procesador	Memoria RAM	Tarjeta Gráfica	Memoria de vídeo dedicada
Windows 7 - 64 bits	Intel Core i7 3.4 GHz	16.00 GB	GeForce GTX 700	3.00 GB GDDR5

Dado que los requisitos que ponemos en la tabla anterior son orientativos siempre se puede utilizar un ordenador mejor equipado o por lo contrario, peor equipado pero que no sobrepase nunca los requisitos mínimos, ya que sería inviable utilizar la aplicación.

4.3 Especificaciones Software:

Tal y como hemos comentado en el apartado anterior, ya que nuestro programa utiliza archivos compilados *.c, necesitamos obligatoriamente un sistema operativo Windows 7 de 64 bits ya que los mexs realizados desde Matlab están compilados para esta arquitectura.

Como acabamos de mencionar, el programa ha sido realizado con Matlab, por lo que será necesario para poder utilizar la aplicación. Concretamente necesitaremos la versión R2012a de 64 bits, o una superior, para asegurarnos de que todo funcione correctamente.

También vamos a necesitar el .NET Framework 4.5 o superior, ya que uno de los módulos, concretamente el *Dynamic review* ha sido programado en Visual Basic .NET. Este mismo módulo necesita del reproductor de vídeo VLC en su versión 2.0.6 y también de una dll importante llamada *axvlc.dll*, que es la que se utiliza para integrar VLC en .NET.

Capítulo V

Manual de usuario

A continuación, vamos a explicar el funcionamiento del programa. Vamos a especificar toda la información necesaria para que cualquier usuario pueda utilizar la interfaz diseñada.

5.1 Interfaz gráfica:

Primeramente, vamos a describir como es la interfaz gráfica de usuario y como están distribuidas las diferentes partes del programa. En la siguiente figura encontrarán el esquema de la aplicación con cada parte descrita (Fig. 5.1).

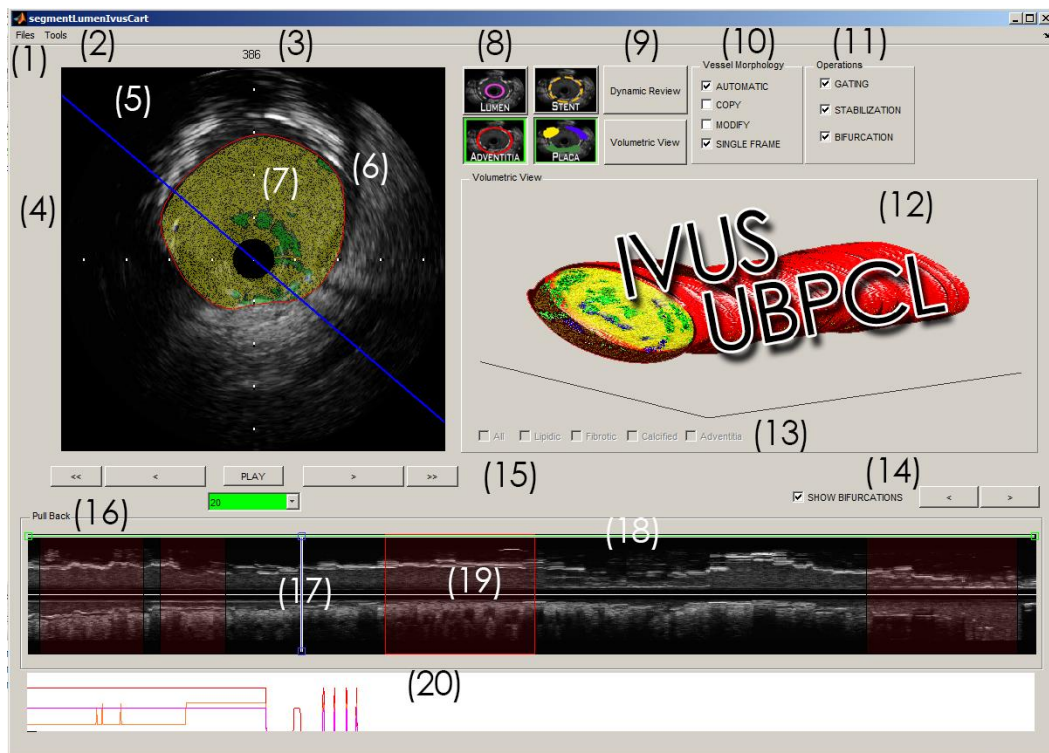


Figura 5.1: Esquema con las partes de la interfaz gráfica numeradas.

- [1] Menú donde encontraremos las opciones para abrir un caso DICOM y guardar/cargar la segmentación realizada.
- [2] Menú donde podremos configurar la proporción Píxeles/mm², los parámetros para la detección de bifurcaciones y la configuración del *Dynamic review*.
- [3] Indicador del frame en el que nos encontramos actualmente.
- [4] Vista Transversal.
- [5] Línea que define la sección a utilizar para la vista longitudinal.
- [6] Segmentación (en este caso de la adventicia).
- [7] Placas de ateromas.
- [8] Menú con las posibilidades de segmentación y detección.
- [9] Menú para escoger *Dynamic review* o *Volumetric view*.
- [10] Menú de parámetros opcionales para la detección de la morfología del vaso.
- [11] Menú de parámetros para escoger el procesamiento del pullback o la detección de bifurcaciones.
- [12] Vista volumétrica de las placas de ateromas calculadas.
- [13] Menú para configurar los parámetros a mostrar en la vista volumétrica.
- [14] Controles para navegar por las diferentes bifurcaciones.
- [15] Controles para navegar por la vista transversal.
- [16] Vista longitudinal.
- [17] Línea que muestra el frame actual en la vista longitudinal.
- [18] Línea que señala la región de interés seleccionada.
- [19] Zona marcada donde se ha encontrado una bifurcación.
- [20] Gráfica con las áreas calculadas.

Como se puede observar, la estructura de la interfaz es muy clara, y el usuario puede identificar rápidamente cómo realizar la acción deseada. Ahora explicaremos cada parte de la interfaz, qué acciones puede realizar y cómo se han de llevar a cabo.

5.2 Menú *Files*:

En el menú *files* el usuario encontrará las opciones (Fig. 5.2):

- **Open DICOM Image:** Permite navegar por el explorador de ficheros y cargar un archivo DICOM.
- **Save Segmentation**
 - ❖ **Save as Excel:** Permite guardar los datos de la segmentación del frame actual en formato Excel.
 - ❖ **Save as XML:** Permite guardar los datos de toda la segmentación en formato XML.
- **Load Segmentation:** Permite cargar los datos de la segmentación almacenados en un archivo XML.

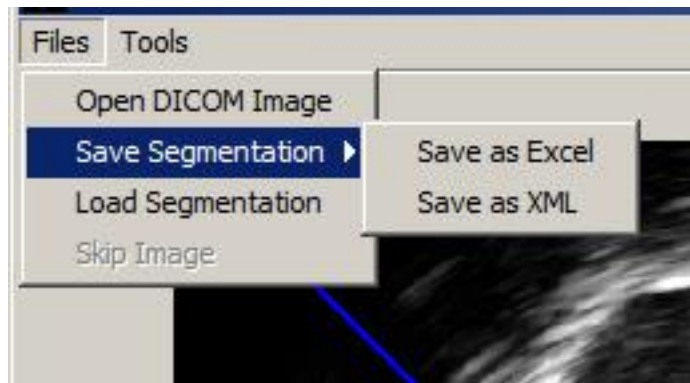


Figura 5.2: Opciones del menú *files*. Corresponde al punto (1) de la fig. 5.1

5.3 Menú *Tools*:

El menú *tools* es donde el usuario ha de ir para configurar los siguientes parámetros (Fig. 5.3):

- **Configuración Dynamic Review:** En este menú el usuario podrá configurar los parámetros del paso (*-step*) y *FPS* para la generación del vídeo para la vista del *Dynamic review* (Fig. 5.4).
- **Configuración proporción Pixel a mm²:** Este menú permite al usuario configurar la proporción que representa cada pixel de la imagen en milímetros cuadrados. Cuando se introduzca una cifra o valor no aceptado, la caja de texto se mostrará en rojo hasta que el valor introducido sea correcto. Hay que prestar especial atención al hecho de que para poner un número decimal el programa utiliza un símbolo de punto en vez de una coma (Fig. 5.5).
- **Configuración estabilización del pullback:** Este menú permite al usuario configurar los parámetros de la estabilización de las imágenes del pullback. Por defecto, viene preconfigurado para que la estabilización funcione correctamente (Fig. 5.6).

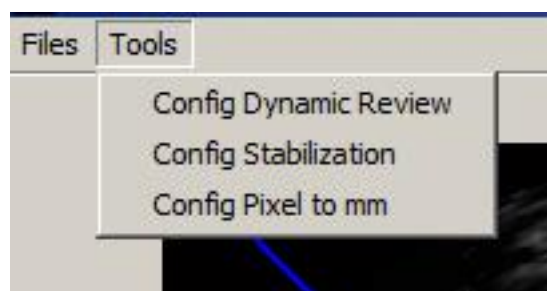


Figura 5.3: Opciones de menú *tools*: Corresponde al punto (2) de la fig. 5.1



Figura 5.4: Pantalla de configuración de *Dynamic Review*

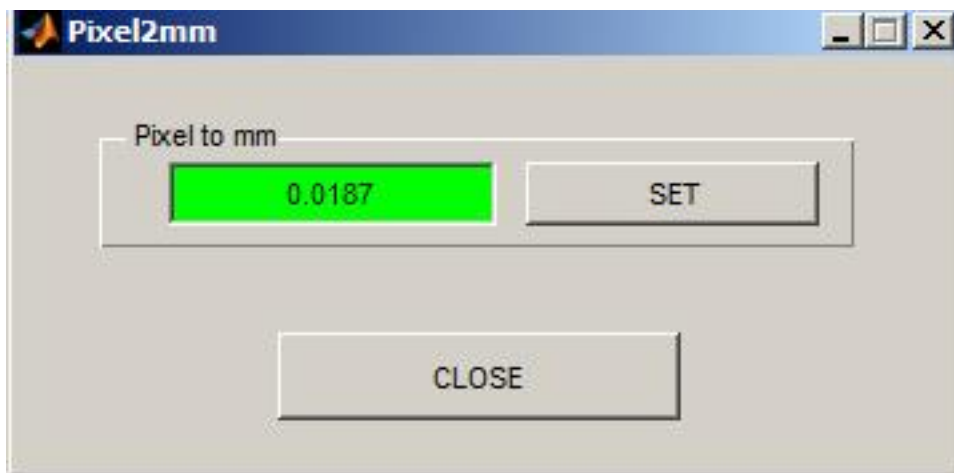


Figura 5.5: Pantalla de configuración de la proporción pixel/mm²

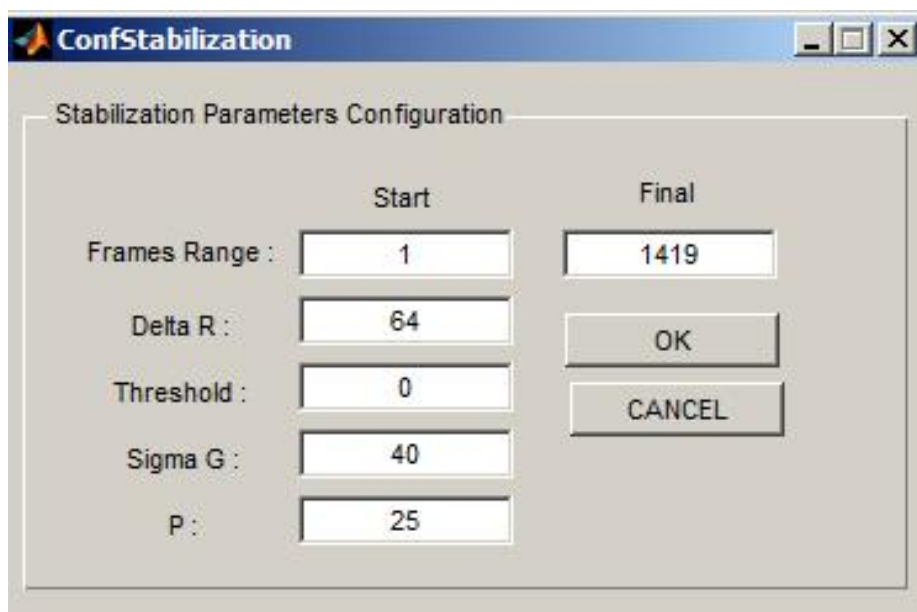


Figura 5.6: Pantalla de configuración de la estabilización del pullback.

5.4 Vista Transversal:

La vista transversal es un elemento importante de la interfaz, donde el usuario podrá interactuar y realizar operaciones de vital importancia. La vista transversal cuenta con unos controles en la parte inferior que le servirán al usuario para desplazarse por las imágenes del pullback (Fig. 5.7).

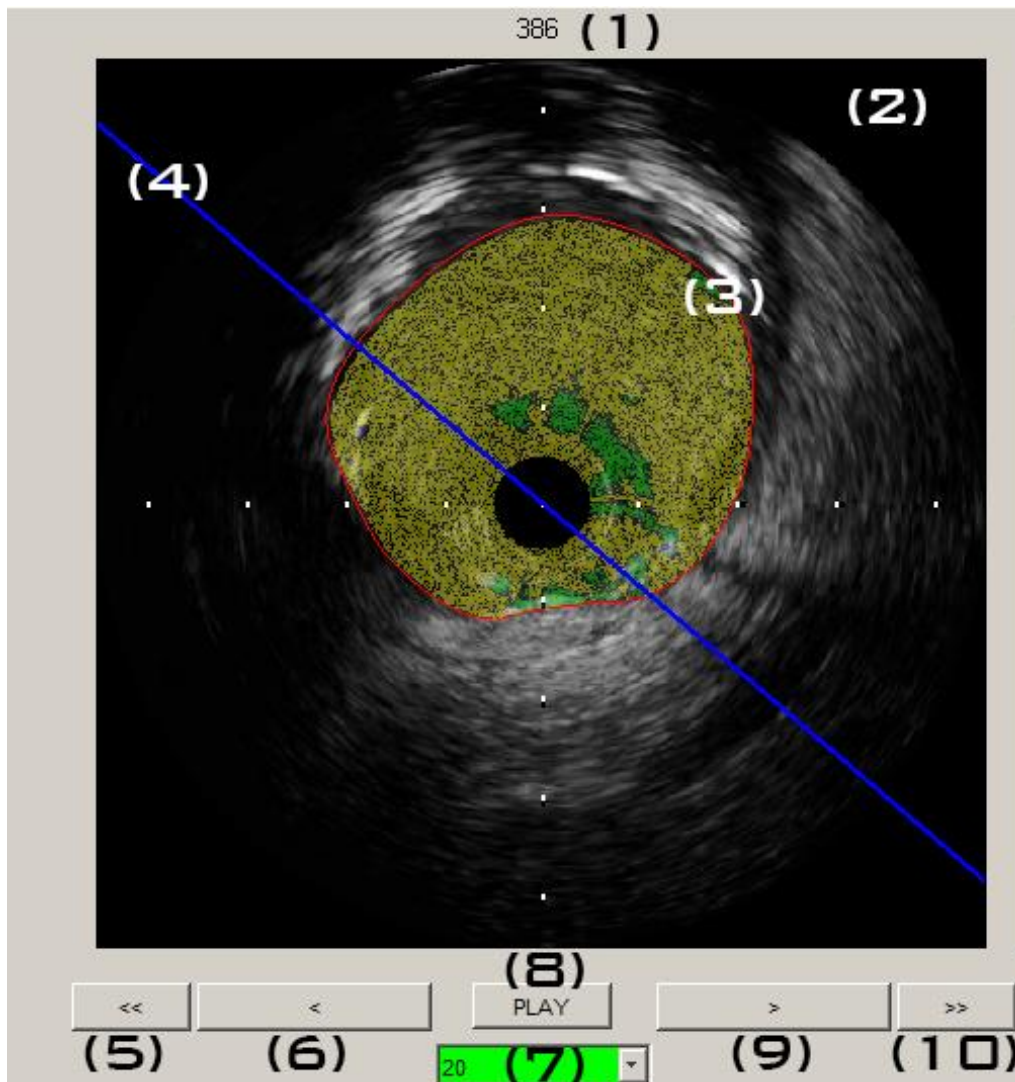


Figura 5.7: Captura de la vstra transeversal del pullback.

- [1] Indicador del frame que se está mostrando actualmente en la vista transversal.
- [2] Imagen IVUS del frame actual.
- [3] Representación de las segmentaciones/placas.
- [4] Línea que indica la zona de corte para la vista longitudinal.
- [5] Control para desplazar la vista transversal al primer frame.
- [6] Control para desplazar la vista transversal al frame anterior (este desplazamiento depende del step configurado).
- [7] Control para configurar el tamaño del step a aplicar en los desplazamientos.
- [8] Control para activar la reproducción de los frames dentro de la región de interés.

- [9] Control para desplazar la vista transversal al frame siguiente (este desplazamiento depende del step configurado).
- [10] Control para desplazar la vista transversal al último frame.

5.5 Introducción manual, modificación y copia de la segmentación:

La segmentación de las diferentes estructuras de las arterias coronarias es una herramienta implementada tanto para detectar las dichas estructuras, como para calcular sus áreas y poder hacer estudios cuantitativos. El proceso que vamos a explicar a continuación es el mismo para segmentar Lumen, Adventicia y Stent:

Cuando el usuario selecciona una de las estructuras a segmentar, automáticamente podrá introducir los puntos para señalar esa zona de la arteria (Fig. 5.8):

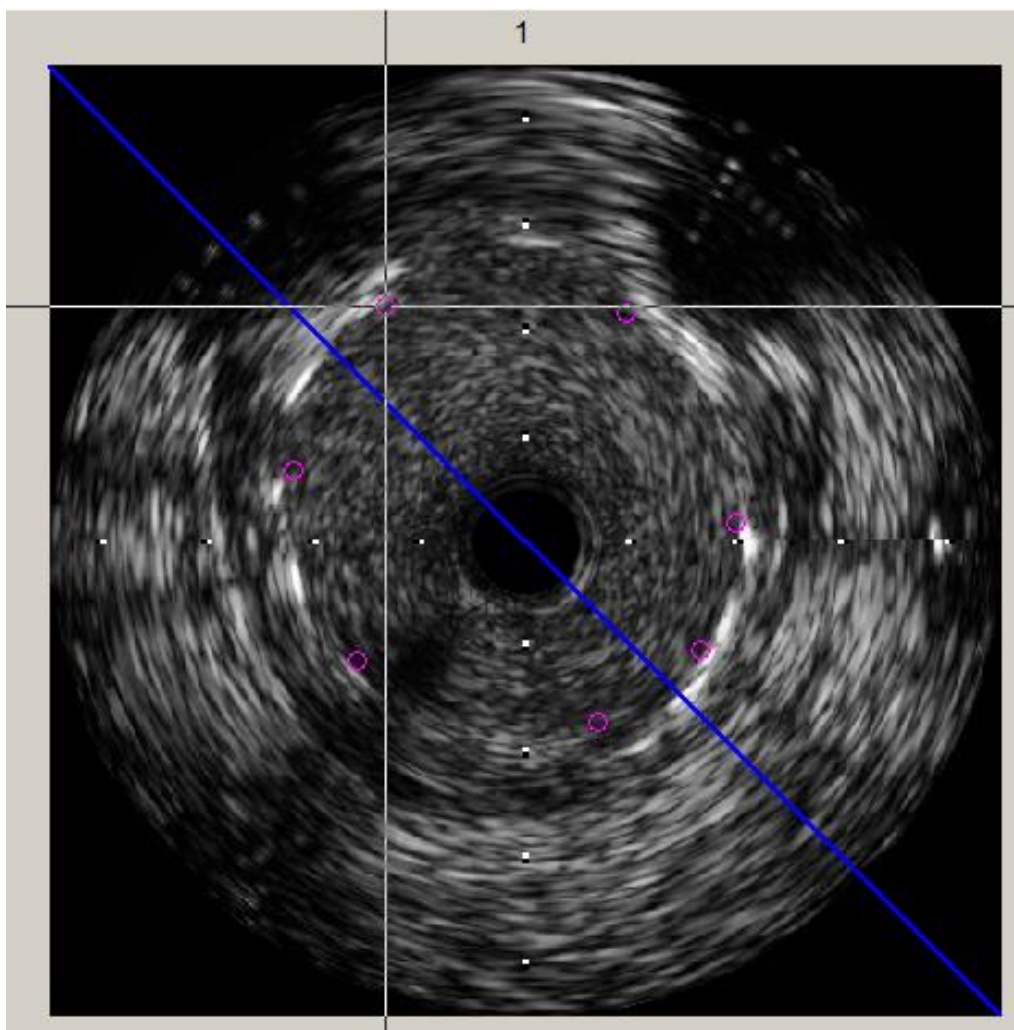


Figura 5.8: Ejemplo de introducción de puntos del Lumen manualmente. Corresponde al punto (4) de la fig. 5.1

Una vez ha finalizado de introducir tantos puntos como desee, el usuario tendrá que pulsar la tecla “Enter” para que el programa interpole los puntos y muestre la segmentación (Fig. 5.9).

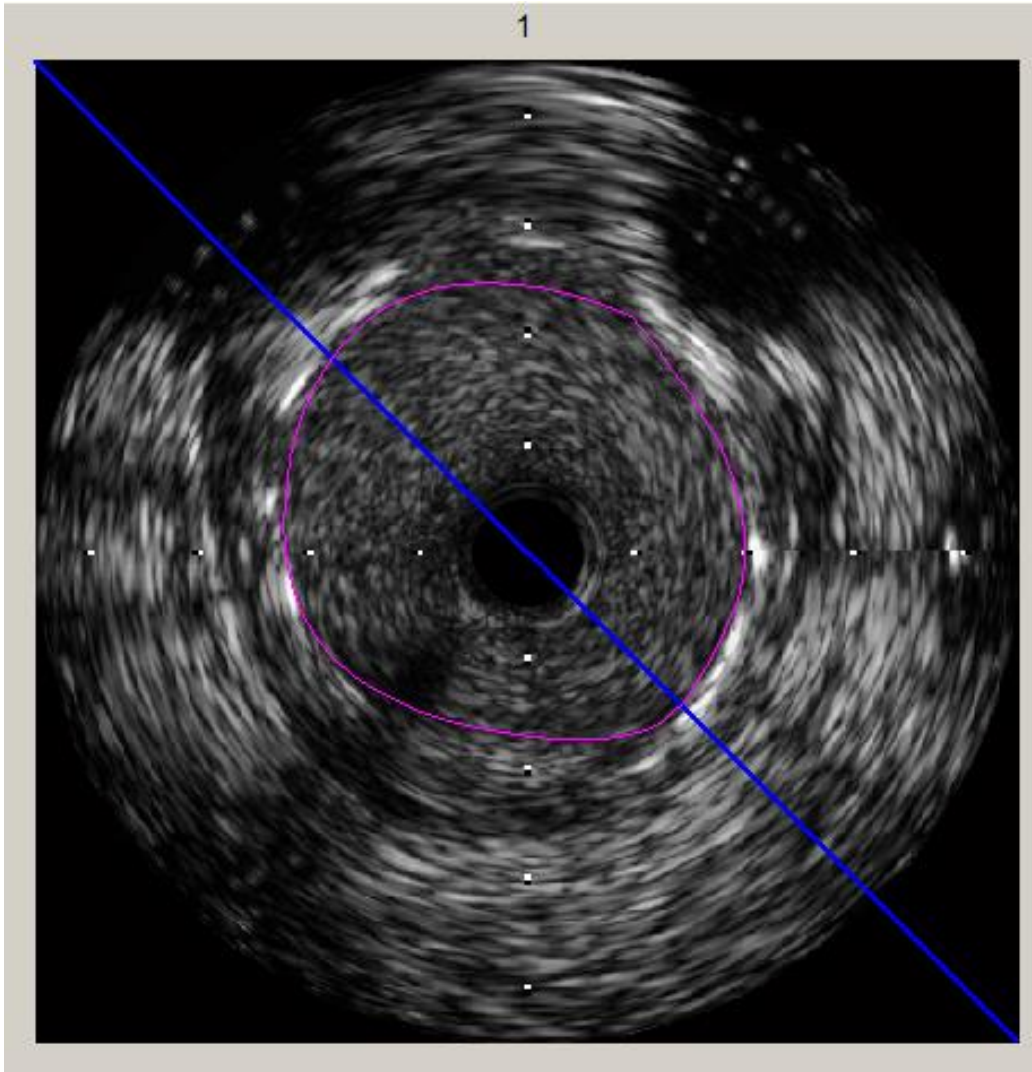


Figura 5.9: Ejemplo de la finalización de la segmentación manual del Lumen. Corresponde al punto (4) de la fig. 5.1

Una vez el usuario ha introducido la segmentación y el programa ha interpolado los puntos, es posible que el resultado final no sea del agrado de éste. Para ello existe la posibilidad de modificar los puntos introducidos. Seleccionando el check-box *modify*, el programa detectará automáticamente el punto más cercano en la segmentación al apretar el ratón y permitirá desplazar ese punto, viendo dinámicamente el resultado final (Fig. 5.10).

Si observamos la *figura 5.10*, apreciamos el detalle que, cuando seleccionamos un punto a modificar, este se destaca del resto de la segmentación, obteniendo una vista más cómoda de lo que el usuario está realizando.

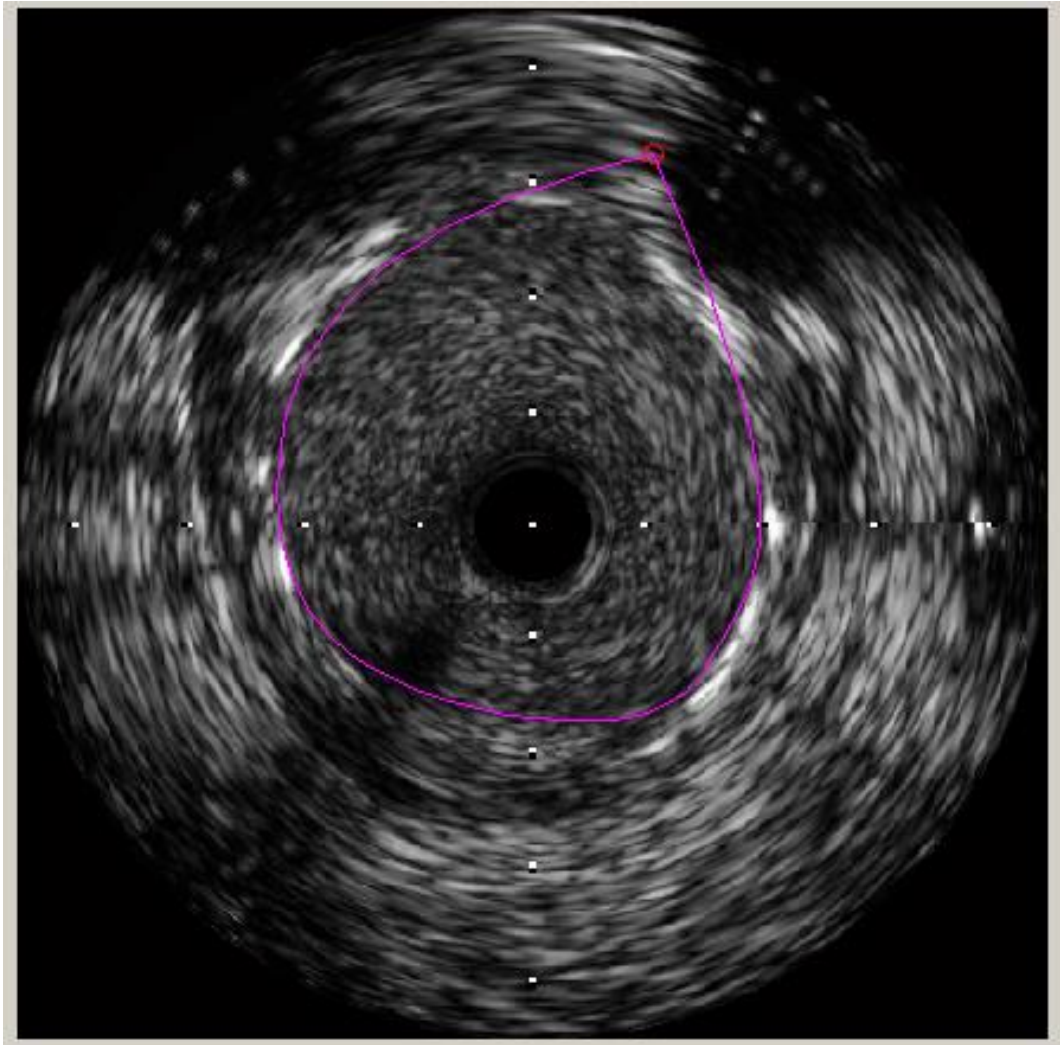


Figura 5.10: Ejemplo de modificación de la segmentación del Lumen: Corresponde al punto (4) de la fig. 5.1

Ya que la diferencia estructural de la arteria entre frames a menudo es muy pequeña, el programa ha implementado la opción de poder copiar la segmentación del frame anterior al frame actual. De este modo, el usuario solamente ha de realizar unas pocas modificaciones para ajustar la segmentación del siguiente frame.

Para poder llevar a cabo la copia de la segmentación al siguiente frame, simplemente hemos de activar el checkbox *Copy*, que está situado en la zona *Vessel Morphology*. Una vez activado, cuando cambiemos de frame, el programa detectará si existe alguna segmentación en Lumen, Adventicia y Stent, y automáticamente las copiará al siguiente frame (Fig 5.11).

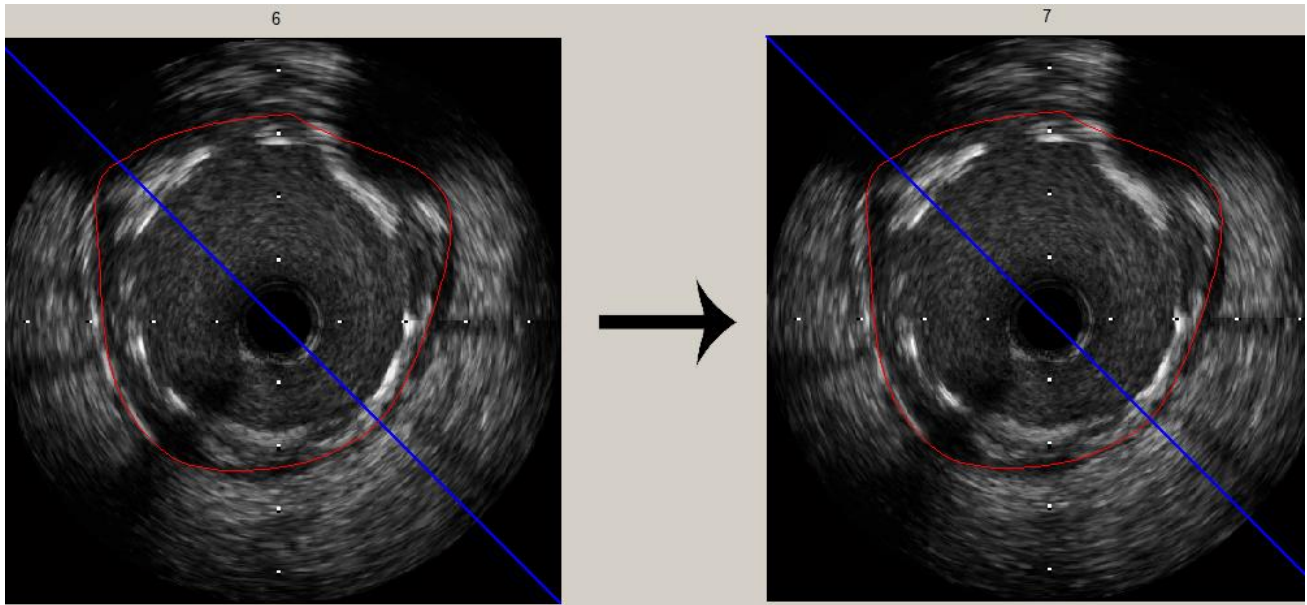


Figura 5.11: Ejemplo de copia de segmentación en la Adventicia del frame 6 al 7: Corresponde al punto (4) de la fig. 5.1

5.6 Detección automática de estructuras:

La detección automática de estructuras de la arteria coronaria es una herramienta muy útil para el usuario. Esta herramienta permite la segmentación automática de la Adventicia y el Stent, también permite la caracterización de las placas de ateroma.

5.6.1 Single frame:

La detección automática de estructuras de la arteria coronaria se puede configurar para que trabaje sobre el frame actual. Para ello, solamente debemos activar la opción *Single frame* del menú *Vessel Morphology*. Siempre que el usuario quiera hacer una detección automática, ha de comprobar que la opción *Single frame* esté activa, ya que si no, por defecto se procederá a la detección automática *Multiframe* (Fig. 5.12).

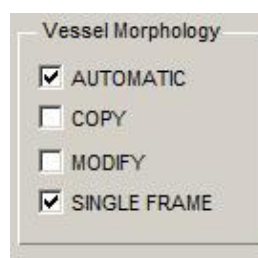


Figura 5.12: Captura del menú *Vessel Morphology* con la configuración para detección automática en el frame actual. Corresponde al punto (10) de la fig. 5.1

5.6.2 Región de interés:

Antes de explicar la detección automática en mutiframe, es necesario comentar cómo funciona la región de interés. La región de interés es un componente gráfico situado en la vista longitudinal que nos permite seleccionar una zona sobre la que aplicaremos una acción determinada (Fig. 5.13).

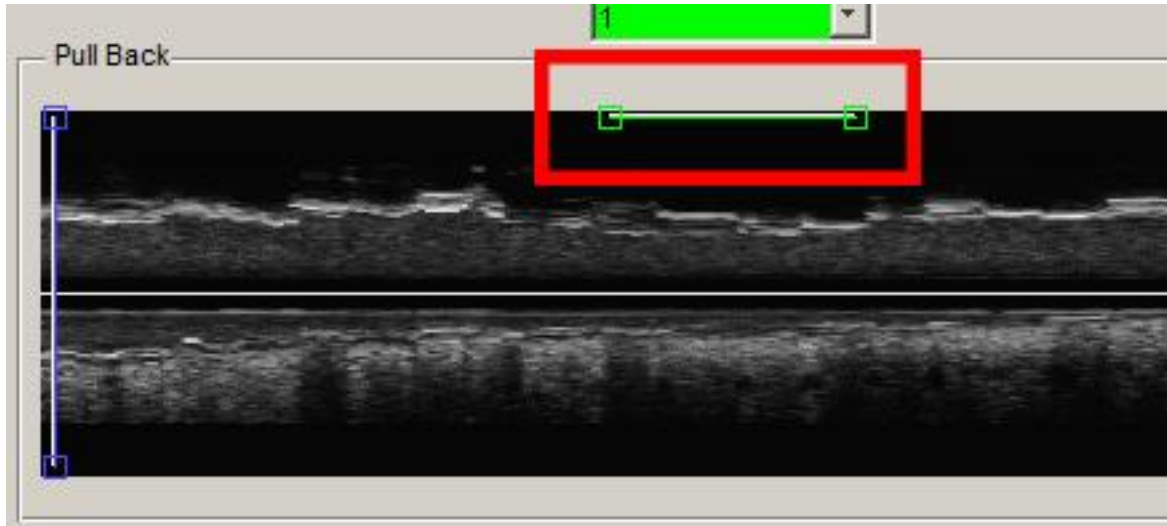


Figura 5.13: Línea que marca la región de interés (Dentro del recuadro rojo). Corresponde al punto (16) de la fig. 5.1

5.6.3 Multiframe:

La otra opción a la hora de realizar la detección automática es desactivando la opción *Single frame*. Esto provocará que las operaciones automáticas se apliquen a toda la región de interés que esté seleccionada en este momento. Por ello se recomienda comprobar el tamaño de esta región antes de ejecutar la detección automática (Fig 5.14).

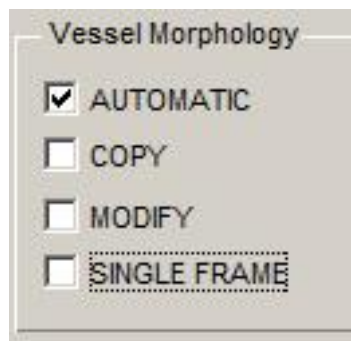


Figura 5.14: Captura del menú *Vessel Morphology* con la configuración para detección automática en la región de interés. Corresponde al punto (10) de la fig. 5.1

5.7 Dynamic Review:

Dynamic review permite al usuario generar un vídeo dentro de un rango preconfigurado donde se mostrarán los frames en un ciclo, permitiendo tener una doble vista de la arteria. Para activar la vista dinámica simplemente hay que pulsar el botón *Dynamic review* (Fig. 5.15). Una vez abierta la vista dinámica, tendremos la opción de parar el vídeo o volver a reproducirlo utilizando los botones de la interfaz.

Mientras este botón esté pulsado, cada vez que se cambie de frame, se actualizará automáticamente la vista dinámica para mostrar la región en el nuevo frame. Esta región se puede configurar en el menú *tools*, en la opción *Config Dynamic Review*. En esta ventana de configuración, se podrá modificar el step, es decir, con cuantos frames delante y cuantos frames detrás del frame actual se va a generar el vídeo. También, podremos configurar los frames por segundo a los que se reproducirá el vídeo generado.

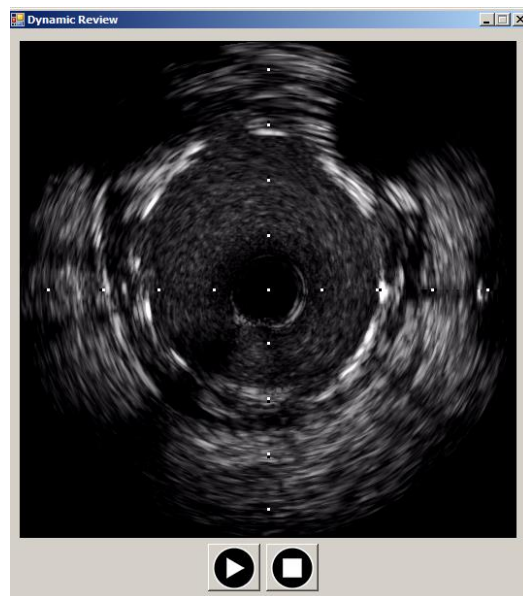


Figura 5.15: Ventana de la vista dinámica o *Dynamic review*.

5.8 Volumetric view:

La vista volumétrica muestra una representación en 3 dimensiones de una región del pullback. En esta vista tridimensional podremos observar la Adventicia y las distintas placas de aterosclerosis (lipídica, fibrótica y calcificada), pudiendo seleccionar cuál de ellas mostrar en cada momento.

Para generar la vista volumétrica, el usuario tendrá que seleccionar una región de interés donde quiera obtener la vista. Una vez seleccionada la región, el siguiente paso es pulsar el botón *Volumetric View*. En ese preciso instante, comenzará la detección en serie tanto de Adventicia

(necesaria para calcular las placas) como de las placas de ateroma. Esta operación puede tardar bastante, dependiendo del tipo de ordenador que estemos utilizando.

Una vez finalizados los cálculos, se mostrará la vista tridimensional en la pantalla principal, habilitando al usuario a seleccionar qué es lo que quiere mostrar (Fig. 5.16)

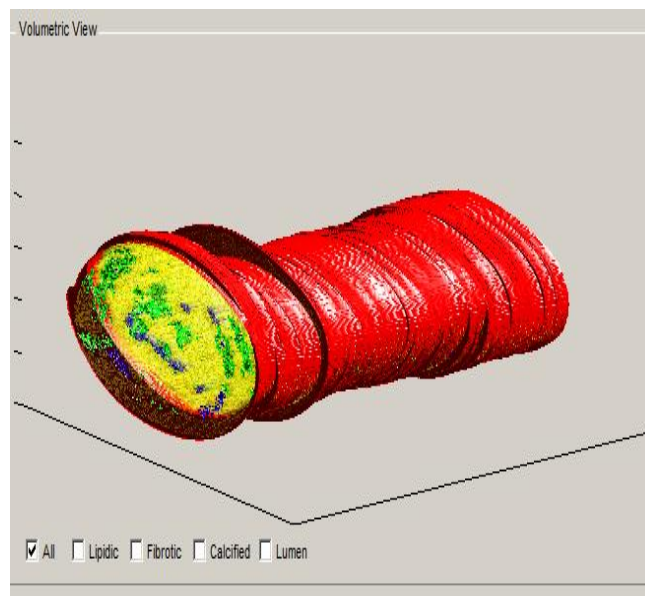


Figura 5.16: Imagen generada con *Volumetric View*: Corresponde al punto (12) de la fig. 5.1

5.9 Vista Longitudinal:

La vista longitudinal nos muestra una sección de cada uno de los frames del pullback que hemos cargado. Esta vista se genera automáticamente cuando cargamos el pullback y es posible modificarla durante el uso de la aplicación. A continuación nombraremos cuáles son las partes que la componen.

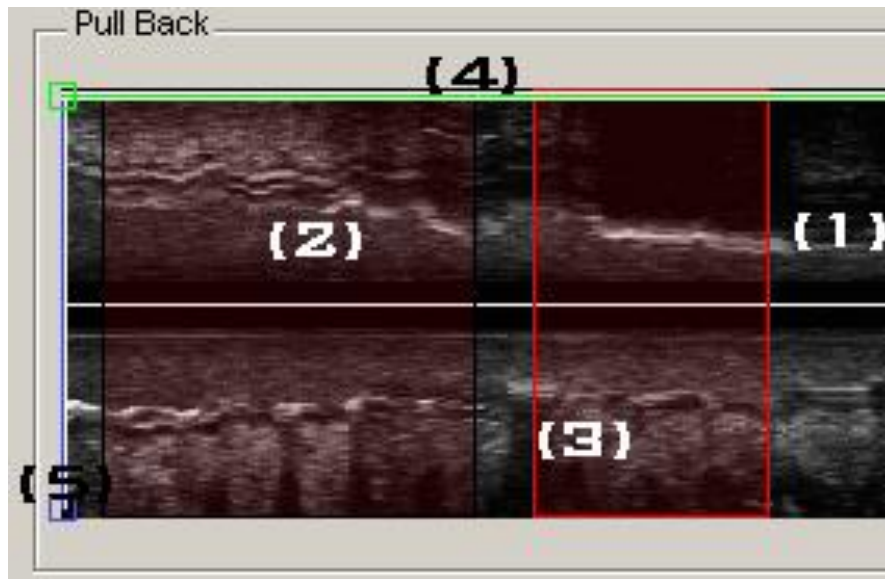


Figura 5.17: Captura de la vista longitudinal del pullback: Corresponde al punto (16) de la fig. 5.1

- [1] Pullback en vista longitudinal.
- [2] Sección donde se ha detectado una bifurcación.
- [3] Bifurcación seleccionada.
- [4] Línea que muestra la región de interés.
- [5] Línea que muestra el frame actual en la vista longitudinal.

5.9.1 Modificación de vista longitudinal

Existen varias maneras de modificar la vista longitudinal:

- La modificación del ángulo de visión de manera manual.
- La estabilización del pullback.
- La modificación del ángulo de visión seleccionando una bifurcación.

La modificación del ángulo de visión de manera manual se puede realizar sobre el pullback original o sobre el pullback estabilizado. La modificación del ángulo de visión seleccionando una bifurcación sólo se puede realizar sobre el pullback original. La explicación de la estabilización y las bifurcaciones se verá más adelante.

Modificación manual

Para realizar esta modificación deberemos utilizar la línea azul que encontraremos en la vista transversal, podemos observar esta línea en la figura 5.7. Únicamente pulsando sobre esta línea pondremos en marcha la modificación manual. Una vez se empieza a mover la línea, veremos cómo la vista longitudinal se modifica automáticamente dependiendo de la posición de la línea. Para finalizar este proceso debemos pulsar otra vez en la posición final que deseemos.

5.10 Operaciones sobre el pullback: Gating, Estabilización, Bifurcaciones.

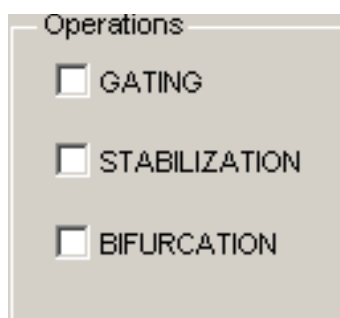


Figura 5.18: Captura del menú de Operaciones: Corresponde al punto (11) de la fig. 5.1

Como vemos, existe un panel llamado Pperaciones. En este panel, tenemos tres posibles funciones de las cuales únicamente dos de estas son visibles.

5.10.1 Gating

La primera de estas operaciones es el Gating. Esta operación es necesaria para poder realizar la detección de bifurcaciones aunque no genera resultados visibles. Únicamente pulsando sobre *GATING* se realizarán los cálculos pertinentes y se almacenaran, así el proceso de detección de bifurcaciones verá reducido su tiempo de cálculo.

5.10.2 Estabilización

La estabilización es la primera opción en la que tendremos resultados visuales. Este proceso se utiliza tanto para la detección de bifurcaciones como método independiente para visualizar todo el pullback estabilizado. La primera de estas es automática y no podremos realizarla manualmente pero pulsando sobre "*Stabilization*" empezaremos el proceso de estabilizar todo el pullback entero. Es un proceso largo y costoso pero que solo debemos realizar una vez con cada pullback.

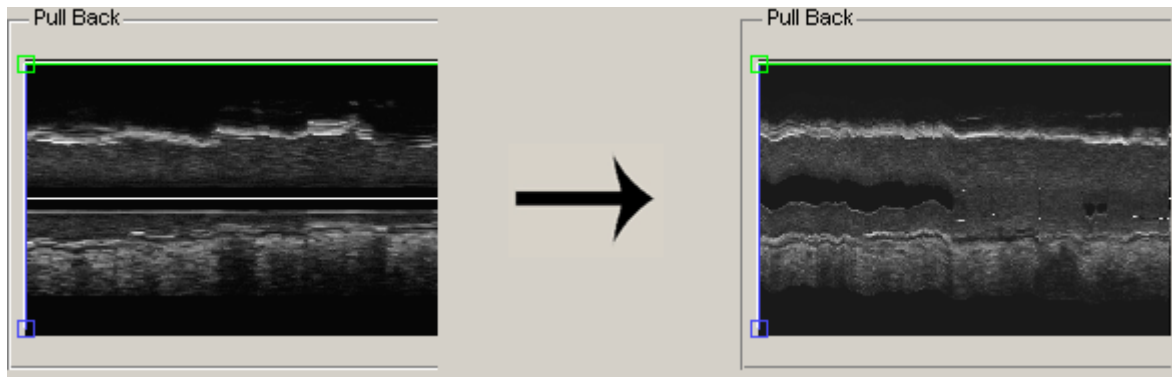


Figura 5.19: Cambio de la vista longitudinal del pullback original al mismo pullback estabilizado. Corresponde al punto (16) de la fig. 5.1

5.10.3 Detección de bifurcaciones

Por último, tenemos la detección de bifurcaciones que como ya hemos dicho utiliza datos de las operaciones anteriores. Este proceso también es muy costoso en recursos y tiempo y al igual que el gating solo hay que realizarlo una vez por pullback. Pulsando sobre “*Bifurcation*” empezará a realizar los cálculos pertinentes. El resultado obtenido se puede ver cuando finalizan los cálculos. Se verán los resultados tal y como se muestra en la figura 5.17. Podremos movernos por las bifurcaciones detectadas, para ello debemos pulsar sobre los siguientes botones.



Figura 5.20: Botones para recorrer las bifurcaciones detectadas. Corresponde al punto (14) de la fig. 5.1

Gracias a estos botones podremos recorrer las bifurcaciones detectadas y nos mostrará la vista longitudinal con el ángulo más óptimo para visualizarlas. Si deseamos esconder los resultados sólo debemos desmarcar el check de “*Show bifurcations*”. Estos botones se habilitarán sólo cuando tengamos “*Bifurcation*” marcado.

5.11 Áreas.

Las áreas es una parte de la aplicación en la que nosotros podremos visualizar cambios en las áreas de las segmentaciones que hayamos realizado y podremos escoger qué región será la que deseamos ver. Para cambiar esta región, deberemos modificar la región de interés.

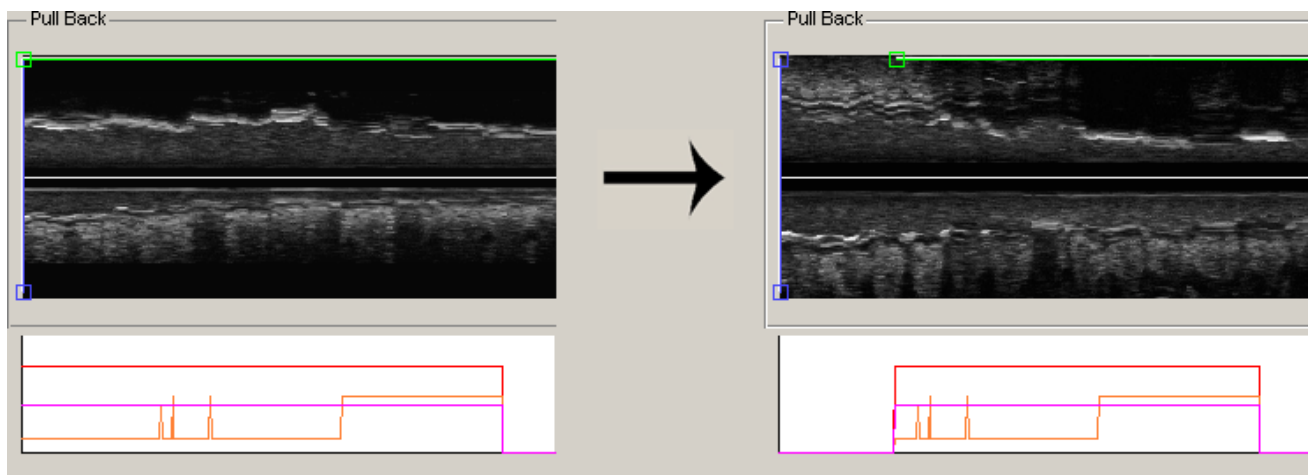


Figura 5.21: Cambio de la región de interés para reducir las áreas visibles. Corresponde al punto (20) de la fig. 5.1

Aquí vemos un ejemplo para ilustrar como se ven las áreas y como, si modificamos la región de interés, conseguimos ocultar áreas que no deseamos ver.

Capítulo VI

Ejemplos de uso de IVUS-UBPCL

Este capítulo va a estar dedicado a realizar ejemplos prácticos donde poder observar el flujo de acciones que se han de realizar para obtener un resultado. Para ello, vamos a caracterizar al usuario con el nombre de Carlos.

Carlos se dispone a realizar un estudio sobre un caso DICOM. Lo primero que hace es abrir el caso DICOM utilizando el menú *Files*/Fig. 6.1):

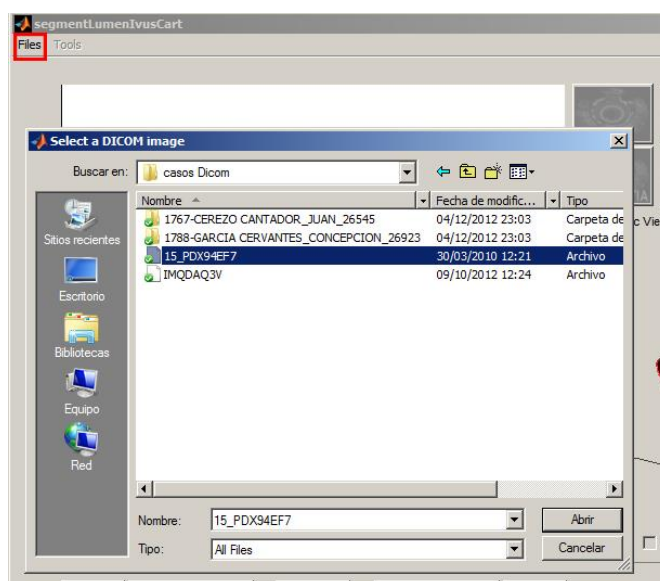


Figura 6.1: Menú Files (en rojo) donde abriremos el explorador de archivos para seleccionar el caso DICOM.

El siguiente paso es realizar una segmentación manual de la adventicia. Para ello, Carlos ha de configurar la operación como no “automática” y “*Single frame*”. A continuación, simplemente ha de pulsar sobre el botón “Adventicia” y comenzar a introducir los puntos (Fig. 6.2):

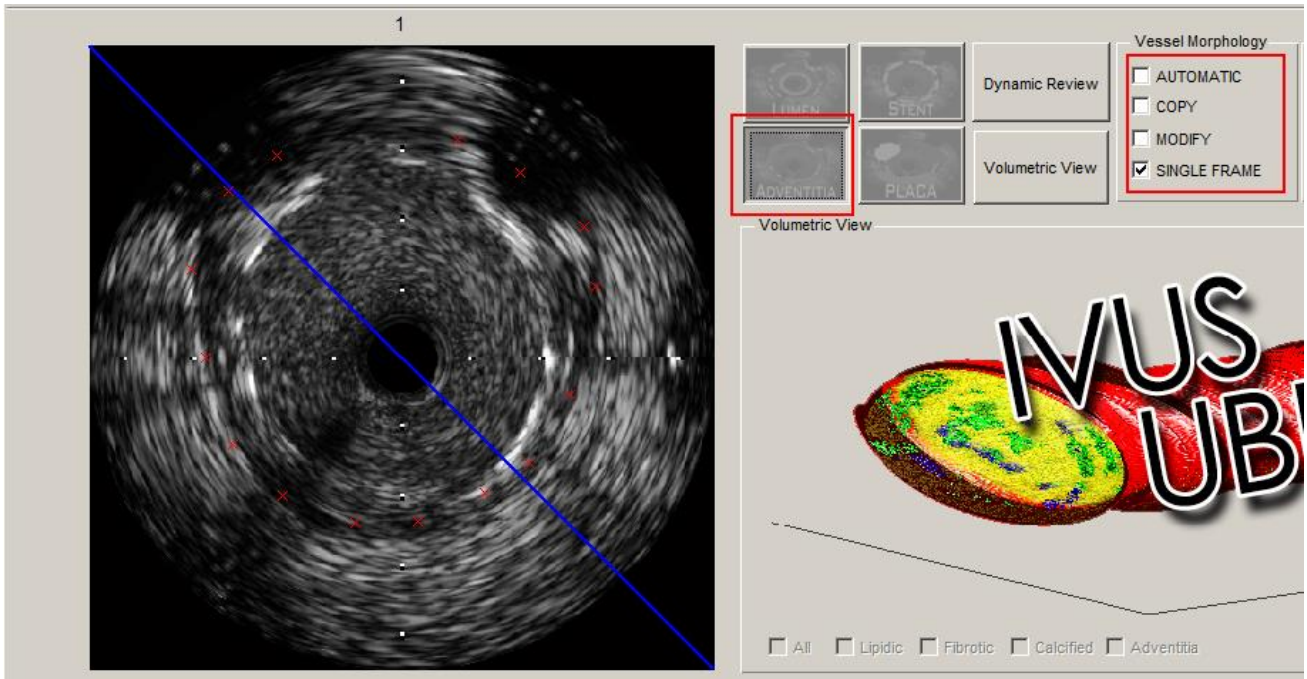


Figura 6.2: Botón “Adventicia” (en rojo) y configuración de la operación. Observamos cómo en la vista transversal ya se han introducido los puntos para realizar la segmentación manual.

A continuación, cuando Carlos termina de introducir todos los puntos que cree necesarios, simplemente ha de pulsar el botón del teclado “Enter” para que el programa interpole los puntos y segmente la Adventicia (Fig. 6.3):

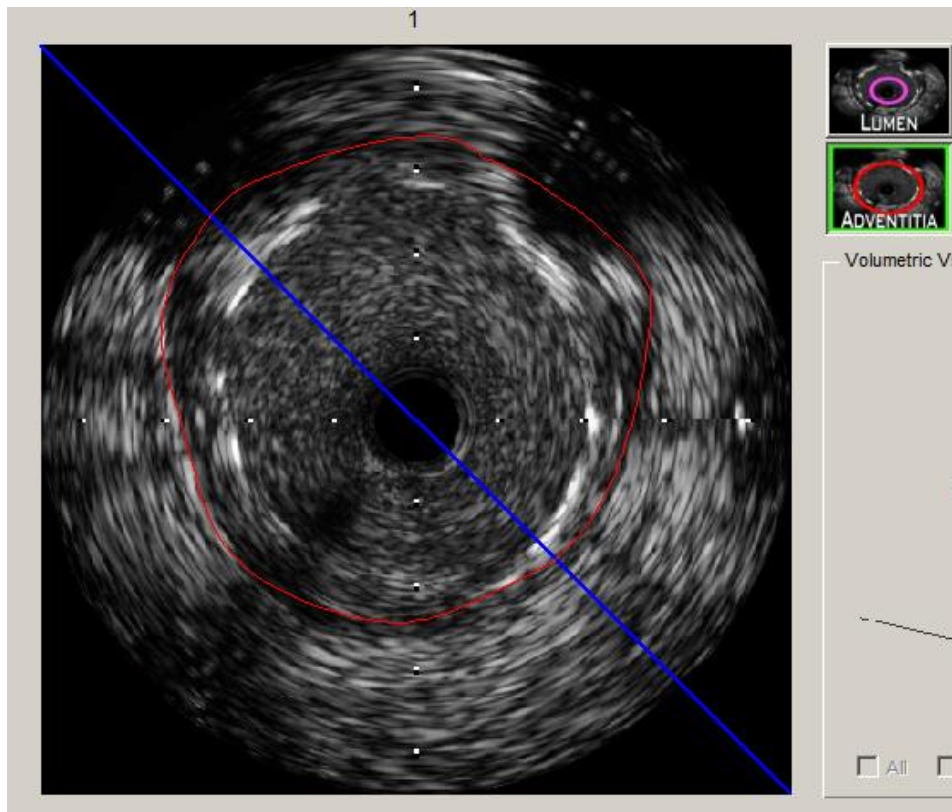


Figura 6.3: Resultado final de la segmentación manual de la Adventicia: Corresponde al punto (4) de la fig. 5.1

Ahora, Carlos está interesado en segmentar la Adventicia en una zona del pullback. Para ello deberá configurar el programa para que sea automático y desactivar el “Single frame” con tal de que el cálculo sea en toda la región de interés señalada (Fig. 6.4):

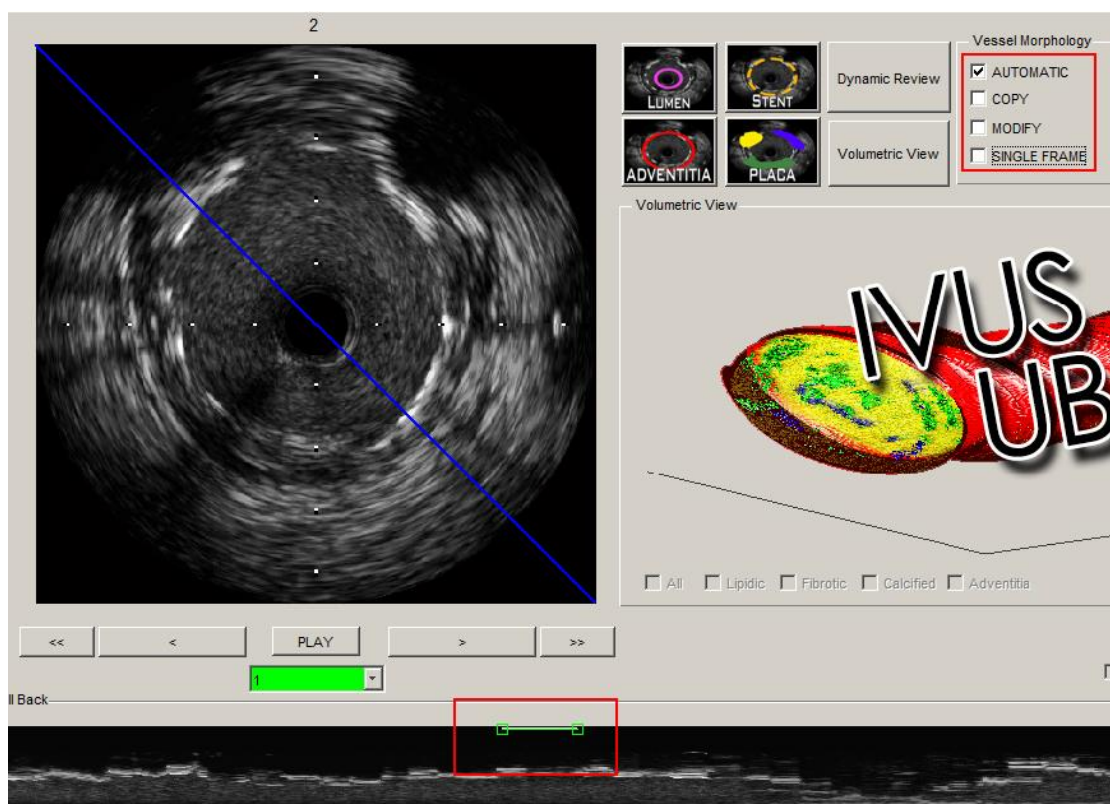


Figura 6.4: Configuración para trabajar el Multiframe y segmentación automática (Arriba en rojo). Región de interés configurada (Abajo en rojo) por Carlos para realizar los cálculos.

Una vez finalizada la configuración, Carlos solamente tiene que pulsar sobre el botón ”Adventicia” y comenzarán los cálculos. En pantalla se mostrará una barra de espera indicando el progreso de la operación (Fig. 6.5):

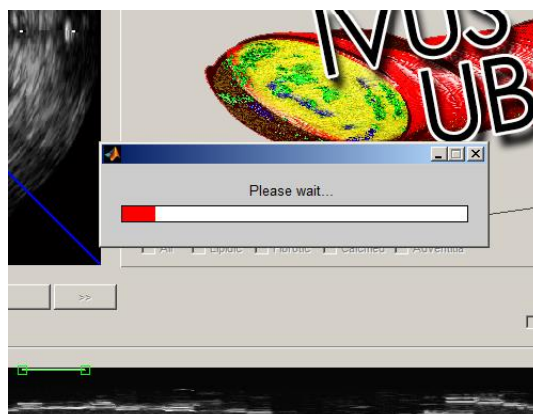


Figura 6.5: Barra de espera que se muestra durante el cálculo automático multiframe de la Adventicia.

Después de finalizar todos los cálculos, Carlos obtendrá en pantalla la segmentación en la región de interés, y automáticamente podrá ver la gráfica de las áreas de esta segmentación en la parte inferior de la interfaz (Fig. 6.6):

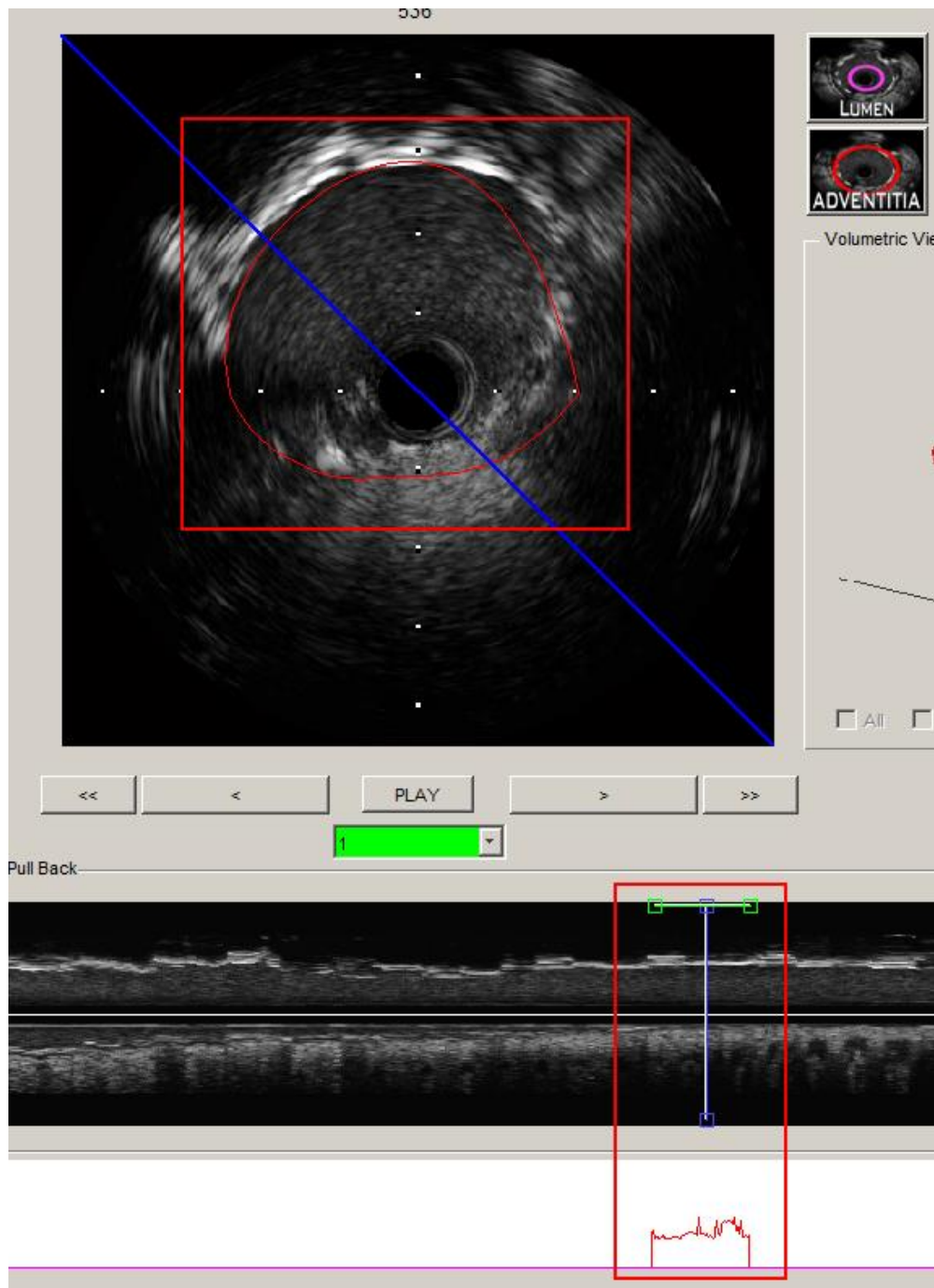


Figura 6.6: Segmentación automática generada en el frame actual (En rojo, arriba). Gráfico de las áreas de la adventicia calculadas en la región de interés (En rojo, abajo).

El siguiente paso que Carlos quiere realizar, es la vista volumétrica de una región determinada del pullback. Para ello, simplemente tendrá que seleccionar la región de interés donde se generará la vista volumétrica, y una vez seleccionada, pulsar sobre el botón *Volumetric View* para que la operación comience y genere los resultados. Mientras la operación está en progreso, se mostrará una barra de espera (Fig. 6.7):

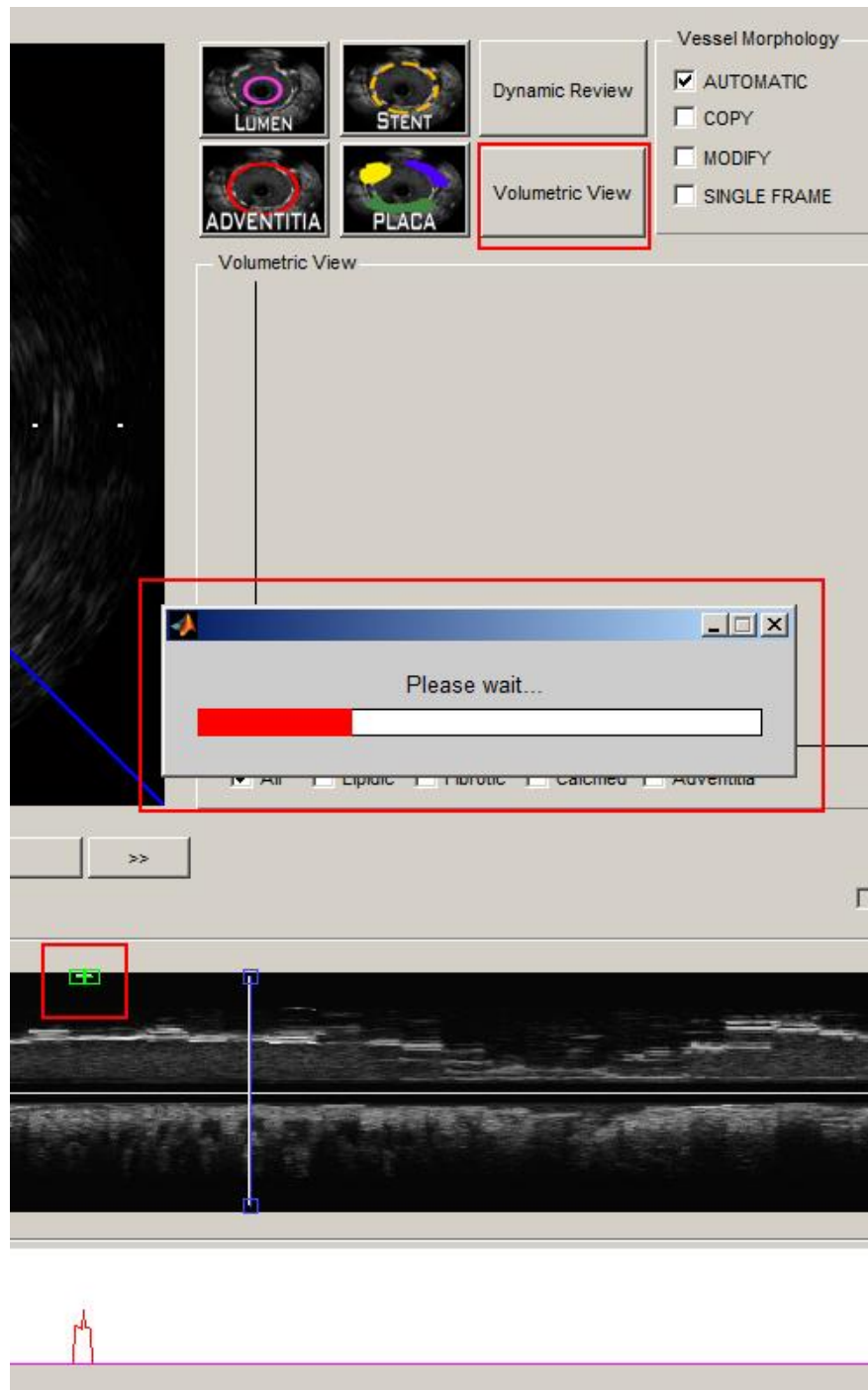


Figura 6.7 Botón para activar vista volumétrica (En rojo, arriba). Barra de espera (En rojo, en medio). Región de interés seleccionada (En rojo, abajo).

Una vez los cálculos han finalizado, se mostrará la vista volumétrica. Esta vista se puede configurar para mostrar solamente las placas que Carlos desee observar más en detalle. A continuación Carlos configura la vista para mostrar todos los elementos (Fig. 6.8):

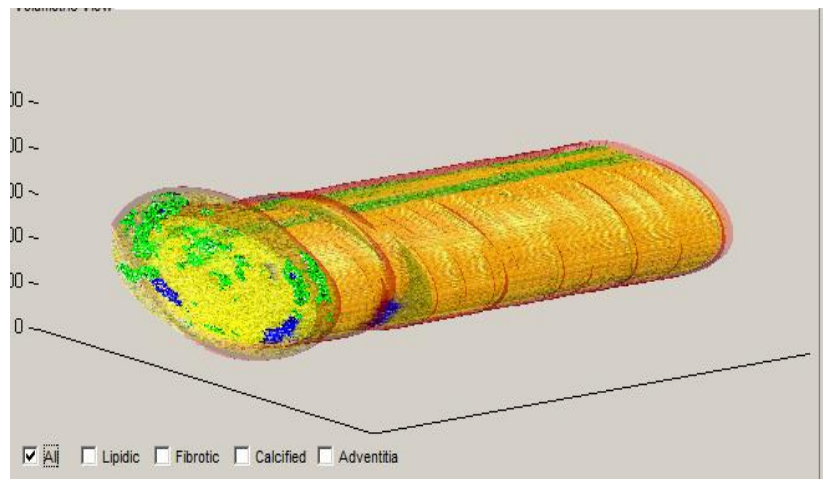


Figura 6.8: Vista volumétrica configurada para mostrar todos los elementos. Corresponde al punto (12) de la fig. 5.1

Puesto que a Carlos, esta vista no le interesa, la configura para mostrar solamente las placas y poder observar su distribución (Fig. 6.99):

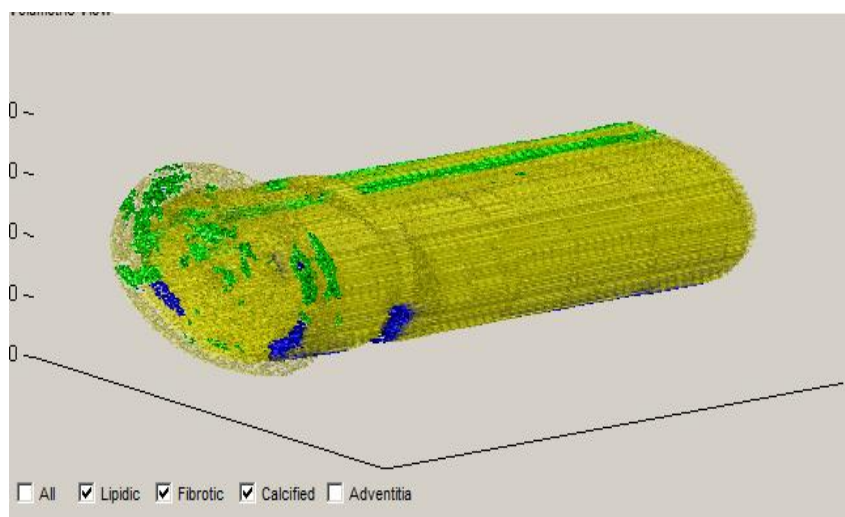


Figura 6.9: Vista volumétrica configurada para mostrar solamente las placas de ateromas. Corresponde al punto (12) de la fig. 5.1

Carlos piensa que, quizás le es más cómodo observar la placa de ateroma de un frame, en concreto. Para ello se dirige a ese frame utilizando la línea de desplazamiento del pullback. Seguidamente, configura la operación como *Single frame*. En este caso, no hace falta configurar como automática o manual, ya que esta operación solamente se puede ejecutar de manera automática. Una vez todo esta listo, Carlos pulsa sobre el botón “Placa” para que comience la operación. Cuando ésta ha finalizado, Carlos ya dispone de los resultados en la vista transversal del frame actual (Fig. 6.10):

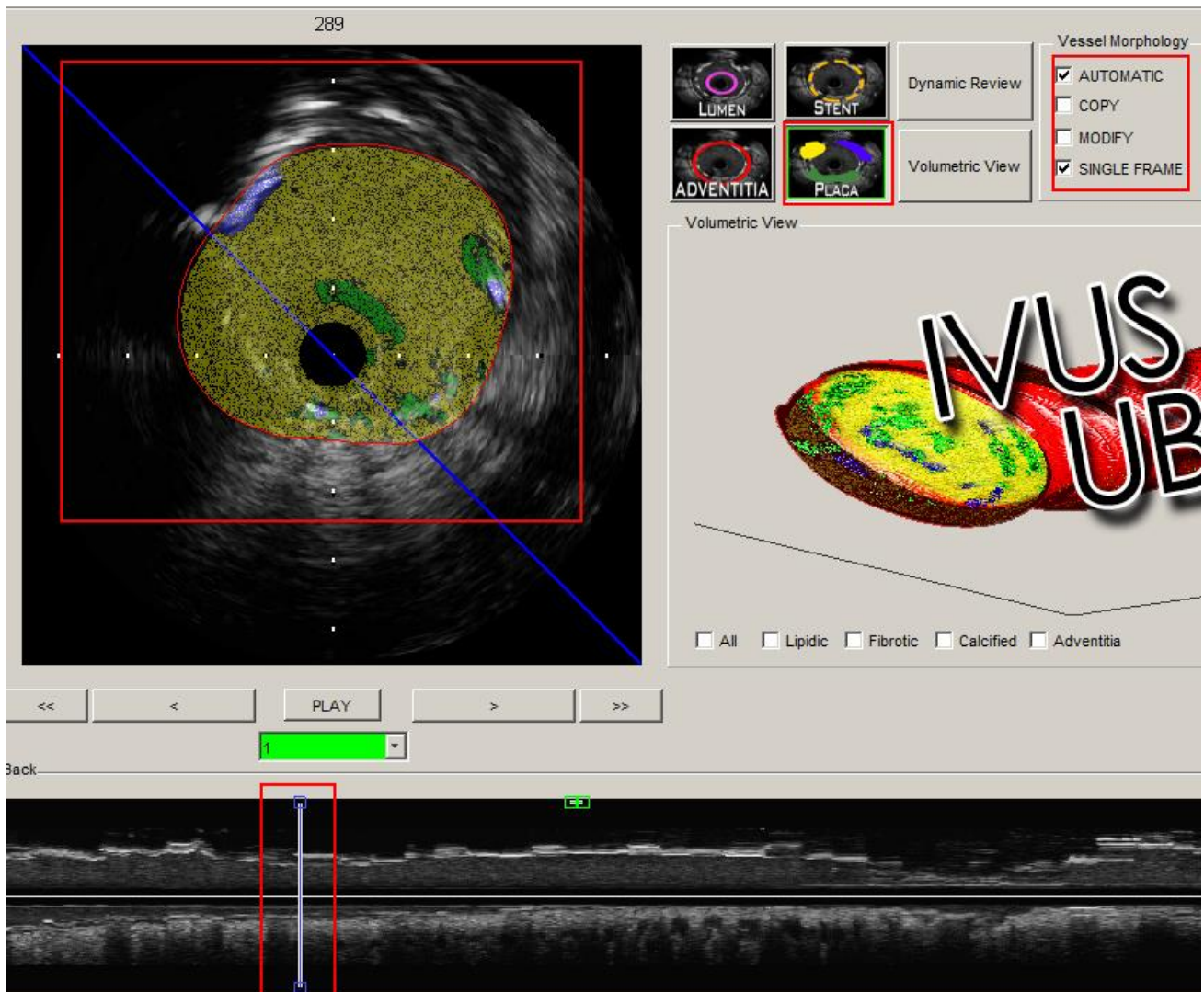


Figura 6.10: Visualización de la adventicia y los diferentes tipos de placas (en rojo, en la vista transversal). Botón de Placa y configuración para realizar la operación (en rojo, a la derecha). Línea de desplazamiento que se ha situado en el frame deseado (En rojo, abajo).

Por último, Carlos decide estudiar dónde se encuentra las bifurcaciones del pullback que está observando. Para ello, solamente ha de activar la opción de “*Bifurcations*”. Esta opción configurará el resto de operaciones y, si ya tiene resultados generados de anteriores estudios sobre el mismo pullback, automáticamente los mostrará, como es el caso de Carlos. Una vez mostrados los resultados, se puede navegar por las distintas bifurcaciones utilizando los controles que están encima del pullback y a la derecha. También, Carlos tiene la opción de ocultar los resultados para poder tener una vista más limpia del pullback (Fig. 6.11):

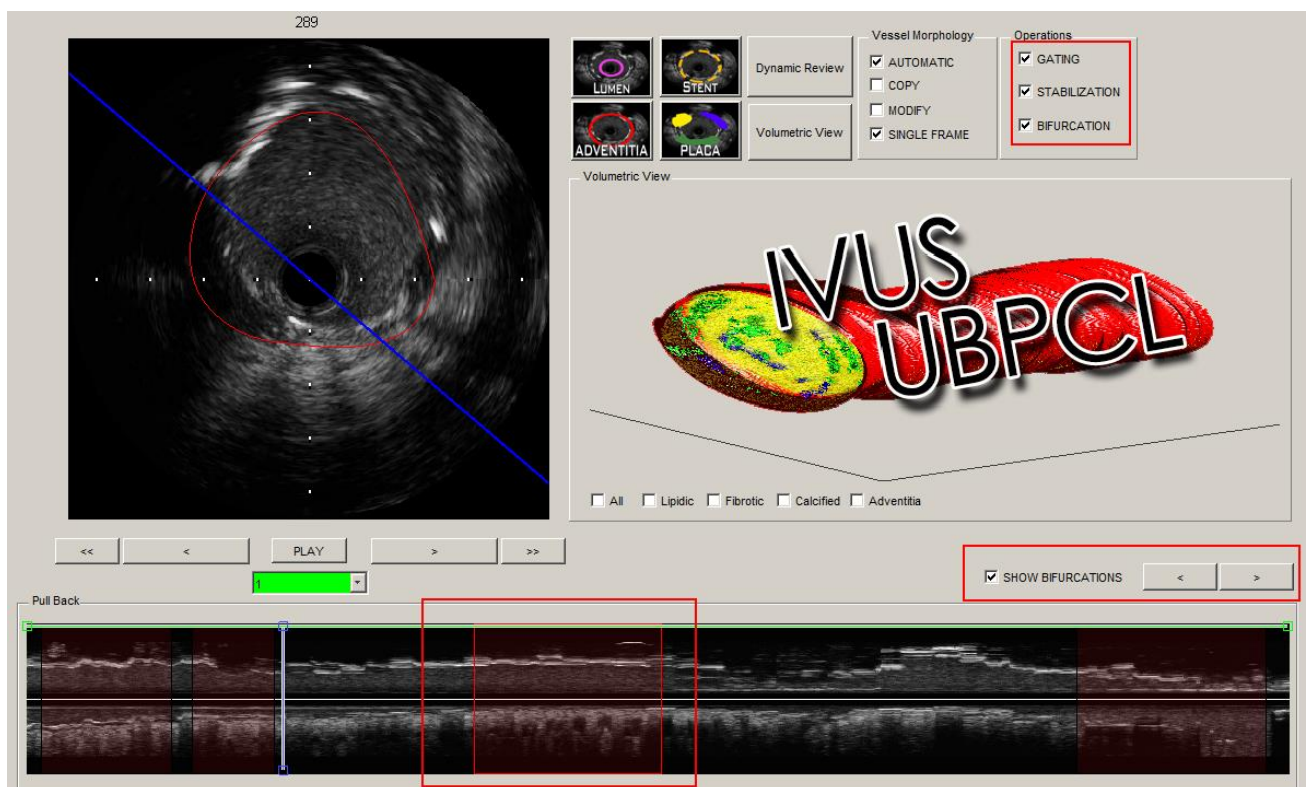


Figura 6.11: Configuración de la operación para calcular y mostrar las bifurcaciones (en rojo, arriba). Controles para navegar por las distintas bifurcaciones encontradas (en rojo y abajo, a la derecha). Bifurcación actual (en rojo y abajo, en medio).

Aquí finaliza un ejemplo práctico de la utilización de la aplicación. No se han mostrado todas las funcionalidades de las que dispone, pero sí se ha hecho un recorrido general por unas cuantas operaciones importantes de la aplicación.

Capítulo VII

Conclusiones

Desde el comienzo de este proyecto de final de grado, definimos como objetivo la creación de una aplicación donde poder integrar el trabajo que lleva realizando UBPCCL sobre el análisis y tratamiento de imágenes IVUS. Con este objetivo fijado en el horizonte sabíamos que el resultado tenía que estar a la altura de las circunstancias, ya que no sólo nos implicaba a mí y a mi compañero Xavier Pérez, sino que también implicaba a toda la gente que ha estado trabajando, y siguen trabajando a día de hoy por innovar y mejorar los resultados.

6.1 Méritos del proyecto:

Ha sido un largo camino hasta llegar a este punto. Por supuesto, el mérito del proyecto le pertenece a mucha gente y no solamente a mí. En este proyecto han participado Francesco Ciompi, Carlo Gatta, Marina Alberti, Xavier Pérez, Petia Ivanova Radeva y Yo, Carlos Cáceres. Cada uno de ellos ha realizado un trabajo inconmensurable e incalculable, por lo que, gran parte del mérito del proyecto es para ellos.

Fruto de esta colaboración, de esta implicación de todos los miembros, hemos conseguido alcanzar un objetivo, la creación de la aplicación IVUS – UBPCCL. Esta aplicación es la unión del trabajo de muchas personas durante mucho tiempo. Nosotros hemos tenido la suerte de poder formar parte y poder aportar nuestro grano de arena.

Me gustaría hacer mención a todos los participantes y en qué han aportado al proyecto:

- **Francesco Ciompi:** Autor de la detección automática de la Adventicia, el Stent, la Caracterización de las Placas de ateromas y su visualización tridimensional.
- **Carlo Gatta:** Autor de los algoritmos de Gating y Estabilización del pullback.
- **Marina Alberti:** Autora de la detección automática de bifurcaciones en el pullback.
- **Xavier Pérez:** Compañero en la creación de la aplicación IVUS – UBPCCL.
- **Petia Ivanova Radeva:** Directora y guía de todo el proceso de creación de la aplicación final.

Por tanto, y gracias a la colaboración de los anteriormente mencionados, hemos conseguido una aplicación que permite múltiples formas de visualizar el vaso y los resultados de los algoritmos a la vez que permite interactuar con la visualización. También, la aplicación define la logística para ejecutar los algoritmos según la específica de cada uno de ellos, así como optimizar el tiempo de cálculo y manejo de la aplicación. Otro logro ha sido que, la aplicación permite una fácil gestión de los datos y los parámetros así como guardar los resultados en formatos fáciles y útiles (XML y Excel). También permite calcular y cuantificar el resultado del análisis manual o automático y de esta forma, obtener resultados óptimos y objetivos. En definitiva, comparado con las aplicaciones existentes a día de hoy, es una propuesta muy completa y ambiciosa.

6.2 Aportaciones personales:

Desde un punto de vista personal, creo que la aportación más importante que he hecho al proyecto IVUS – UBPCCL ha sido lograr unificar en una interfaz gráfica todo el trabajo que hasta ahora hay realizado, la creación de una aplicación orientada al usuario que integra un conjunto completo de algoritmos para analizar los vasos coronarios dentro de un entorno simple y amigable. En particular, esta aplicación permite segmentar los bordes de los vasos (íntima y media), detectar stent, detectar bifurcaciones, y caracterizar la placa arteriosclerótica. Todos estos algoritmos se pueden completar/modificar o simplemente sustituir de forma manual usando procedimientos simples e intuitivos.

El reto más importante se nos planteó al tener que crear un programa donde el usuario tuviera a su disposición todos los algoritmos y fuera capaz de configurarlos de manera rápida y sencilla, pudiendo obtener los resultados de dichos algoritmos de la manera más gráfica y visual posible.

De este proyecto de final de carrera he aprendido muchísimo, desde el concepto de colaboración entre profesionales de distintos campos con un mismo objetivo, pasando por el trabajo en equipo con mi compañero Xavier Pérez, la unión de proyectos y trabajos en uno sólo, y muchas otras experiencias que ha aportado el trabajo de estos meses.

6.3 Futuras mejoras:

Como futuras mejoras que podríamos implementar en nuestra aplicación son:

- Probar en un conjunto grande de casos y en entornos clínicos.
- Optimizar alguno de los algoritmos existentes para mejorar el rendimiento.
- Obtener medidas volumétricas y poder realizar la comparación entre diferentes pullbacks.

6.4 Agradecimientos:

Quiero agradecer a Francesco Ciompi, Carlo Gatta y Marina Alberti por la ayuda que nos han ofrecido durante todo el desarrollo de nuestro proyecto de final de carrera, ya que sin sus consejos ni su guía, no habiéramos sido capaces de llegar al punto donde nos encontramos.

También quiero agradecer a mi compañero de proyecto Xavier Pérez por haber trabajado juntos codo con codo y haber dado lo mejor de cada uno para poder obtener un resultado que nos haga sentir satisfechos y orgullosos.

Por último, quiero agradecer a Petia Ivanova Radeva por haber sido nuestra tutora del proyecto y nuestra guía a lo largo de todo el desarrollo, aportando ideas y consejos de inestimable valor que nos han sido de muchísima utilidad para que el resultado final sea un proyecto a la altura de nuestras expectativas.

Bibliografía

- [1] <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/coronaryarterydisease.html>
- [2] <http://geosalud.com/Enfermedades%20Cardiovasculares/arteriascoronarias.htm>
- [3] Francesco Ciompi *Multiclass LEarning for Vessel Characterization in Intravascular Ultrasound* 3:5, 2012
- [4] http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1850-37482008000100012
- [5] <http://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/3177/2/40859-2.pdf>
- [6] <http://es.wikipedia.org/wiki/Ateroma>
- [7] Javier Botas *Lesiones en bifurcación: la última gran frontera del intervencionismo coronario* Revista Española de Cardiología. 2008;61:911-3. - vol.61, núm 09.
- [8] Francesco Ciompi, Oriol Pujol, Carlo Gatta, Marina Alberti, Simone Balocco, Xavier Carrillo, Josepa Mauri-Ferre and Petia Radeva, “HoliMAB: a Holistic approach for Media-Adventitia border detection in Intravascular Ultrasound”, *Media Image Analysis*, 10.1016/j.media.2012.06.008.
- [9] Francesco Ciompi, Oriol Pujol, Carlo Gatta, Oriol Rodríguez-Leor, Josepa Mauri-Ferre, Petia Radeva, “Fusing in-vitro and in-vivo intravascular ultrasound data for plaque characterization”, *Int J Cardiovasc Imaging*, DOI 10.1007/s10554-009-9543-1.
- [10] Carlo Gatta, Simone Balocco, Francesco Ciompi, RayyanHemetsberger, Oriol Rodriguez Leor, Petia Radeva, “Real-time Gating of IVUS Sequences based on Motion Blur Analysis: Method and QuantitativeValidation.”, *MICCAI*, 2010, Beijing, China.
- [11] Gatta, C.; Pujol, O.; Leor, O.R.; Ferre, J.M.; Radeva, P.; “Fast Rigid Registration of Vascular Structures in IVUS Sequences “, *Information Technology in Biomedicine*, *IEEE Transactions on Volume 13*, Issue 6, Nov. 2009 Page(s):1006 – 1011.
- [12] Alberti, Marina, Balocco, Simone , Gatta, Carlo, Ciompi, Francesco, Pujol, Oriol, Silva, Joana, Carrillo, Xavier and Radeva, Petia (2012), "Automatic Bifurcation Detection in Coronary IVUS Sequences", *IEEE Biomedical Engineering, A*, 2012 Apr; 59(4):1022-31. Epub 2012 Jan 3.
- [13] Sergio Escalera, Oriol Pujol, Josepa Mauri, Petia Radeva, “Intravascular Ultrasound Tissue Characterization with Sub-class Error-Correcting Output Codes”, *Journal of Signal Processing Systems*, 55(1-3): 35-47 (2009).

- [14] Francesco Ciompi, Carlo Gatta, Oriol Pujol, Oriol Rodríguez-Leor, Josepa Mauri Ferré, Petia Radeva “Reconstruction and Analysis of Intravascular Ultrasound Sequences”, *New Advances in Biomedical Signal Processing*, Juan M. Górriz, Elmar W. Lang and Javier Ramírez (Eds), Bentham Science Publishers Ltd. 2011, pp. 231-250.
- [15] F.Ciompi, C.Gatta, O.Pujol, O.Rodríguez-Leor, J.Mauri-Ferré, P.Radeva, “Reconstruction and analysis of Intravascular Ultrasound sequences”, Book Chapter in: *Recent Advances in Biomedical Signal Processing*; 15,223-243, 2010, Ed. Bentham Science Publishers, Eds Juan M. Górriz, Elmar W. Lang and Javier Ramírez (Eds).
- [16] Marina Alberti, Simone Balocco, Xavier Carrillo, Josepa Mauri, Petia Radeva: Automatic Non-rigid Temporal Alignment of IVUS Sequences. *MICCAI (1) 2012*: 642-650.
- [17] Francesco Ciompi, Oriol Pujol, Carlo Gatta, Xavier Carrillo, Josepa Mauri, Petia Radeva, “A holistic approach for the detection of media-adventitia border in IVUS”, ”, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2011 - 14th International Conference, Toronto, Canada, September 18-22, 2011, Proceedings, Part III, Lecture Notes in Computer Science 6893 Springer 2011*, Gabor Fichtinger, Anne L. Martel, Terry M. Peters (Eds.): ISBN 978-3-642-23625-9, pp. 411-419.
- [18] Marina Alberti, Carlo Gatta, Simone Balocco, Francesco Ciompi, Oriol Pujol, Joana Silva, Xavier Carrillo, Petia Radeva: Automatic Branching Detection in IVUS Sequences. *IbPRIA 2011*: 126-133, *Pattern Recognition and Image Analysis, Lecture Notes in Computer Science J. Vitrià, J. Sanches and M. Hernández, eds., pp. 126-133: Springer Berlin / Heidelberg, 2011.*
- [19] Carlo Gatta, Simone Balocco, Victoria Martin-Yuste, Ruben Leta, Petia Radeva: Non-rigid Multi-modal Registration of Coronary Arteries Using SIFTflow. *IbPRIA 2011*: 159-166, *Pattern Recognition and Image Analysis, Lecture Notes in Computer Science J. Vitrià, J. Sanches and M. Hernández, eds., pp. 159-166: Springer Berlin / Heidelberg, 2011.*
- [20] Simone Balocco, Carlo Gatta, Francesco Ciompi, Oriol Pujol, Xavier Carrillo, Josepa Mauri, Petia Radeva: Combining Growcut and Temporal Correlation for IVUS Lumen Segmentation. *IbPRIA 2011*: 556-56, *Pattern Recognition and Image Analysis, Lecture Notes in Computer Science J. Vitrià, J. Sanches and M. Hernández, eds., pp. 556-563: Springer Berlin / Heidelberg, 2011.*
- [21] F. Ciompi, O. Pujol, S. Balocco et al., “Automatic Key Frames Detection in Intravascular Ultrasound Sequences,” in *MICCAI Workshop in Computing and Visualization for (Intra)Vascular Imaging (CVII)*, 2011.
- [22] F.Ciompi, O.Pujol, E.Fernandez-Nofrerias, J.Mauri, P.Radeva, “Conditional Random Fields for image segmentation in Intravascular Ultrasound”, *MICCAT 2010, Girona (Spain)*.