UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Departamento de Electrónica e Computación




TESIS DOCTORAL

# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE IMAGEN PARA LA PLANIFICACIÓN DE OPERACIONES DE LA AORTA.

Presentada por:

**Juan Antonio Martínez Mera**

Dirigida por:

**Pablo García Tahoces**

**José Martín Carreira Villamor**

Santiago de Compostela, abril 2014

**Pablo García Tahoces**, Profesor Titular de Universidad del Área de Imagen Radiológica de la Universidad de Santiago de Compostela

**José Martín Carreira Villamor**, Profesor Titular de Universidad del Área de Radiología de la Universidad de Santiago de Compostela.

**HACEN CONSTAR**:

Que la memoria titulada **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE IMAGEN PARA LA PLANIFICACIÓN DE OPERACIONES DE LA AORTA.** ha sido realizada por D. **Juan Antonio Martínez Mera** bajo nuestra dirección en el Departamento de Electrónica e Computación de la Universidad de Santiago de Compostela, y constituye la Tesis que presenta para obtar al grado de Doctor en Física.

Santiago de Compostela, 4 de abril de 2014

**Pablo García Tahoces**
Codirector de la tesis

**José Martín Carreira Villamor**
Codirector de la tesis

**Juan Antonio Martínez Mera**
Autor de la tesis

## Agradecimientos

Mis más sinceros agradecimientos a mis directores de tesis, los profesores Pablo García Tahoces y José Martín Carreira Villamor, no sólo por confiar en mi trabajo y esfuerzo realizado durante estos años sino también por permitirme aprender todos los días de ellos.

Gracias también a mis compañeros del Departamento de Electrónica y Computación / CITIUS por esos cafés a primera hora de la mañana, y sobre todo a Suárez por todas las dudas que hemos resuelto con un café/cerveza y por ser un gran amigo.

Finalmente, quiero tener un especial agradecimiento de todo corazón a mi Familia, española y peruana, y sobre todo a mis padres por confiar en mí y ofrecerme la oportunidad de estudiar. Por último, muchas gracias a mi mujer, Raquel, por apoyarme y aguantarme todos estos años y a mi pequeño Xoán que está llegando en estos momentos y que me ha dado más ilusión de la que ya tengo por seguir esforzándome en la vida.

Santiago de Compostela, 4 de abril de 2014

**A Raquel y Xoán**

# Índice general


**1 Introducción** **1**

1.1. El Sistema Vascular . . . . . 1

1.2. La Aorta . . . . . 3

1.2.1. Aorta Torácica . . . . . 3

1.2.2. Aorta Abdominal . . . . . 4

1.2.3. Arterias Ilíacas Primitivas . . . . . 5

1.3. El Aneurisma de Aorta . . . . . 5

1.3.1. Aneurisma de Aorta Torácica . . . . . 7

1.3.2. Aneurismas Aórticos Abdominales . . . . . 9

1.3.3. Aneurismas de Aorta Toraco-Abdominal . . . . . 9

1.3.4. Tratamiento . . . . . 10

1.4. Sistemas de Captura de Imagen . . . . . 10

1.5. El *CTA* . . . . . 15

1.5.1. Evolución del *CT* . . . . . 17

1.5.2. Métodos de Reconstrucción . . . . . 19

1.6. Alcance y Objetivo de la Presente Tesis . . . . . 21

1.7. Resumen de la Tesis . . . . . 22

**2 Sistemas de Visualización de Imagen** **23**

2.1. Desarrollo de Plataforma de Visualización . . . . . 24

2.1.1. Funcionalidades . . . . . 25

2.1.2. Arquitectura del Software . . . . . 27

**3 Segmentación de la Aorta** **35**

3.1. Introducción . . . . . 35

3.2. Método . . . . . 37

3.3. Resultados . . . 44
3.4. Discusión y Conclusiones . . . 48

**4 Cálculo del Diámetro de la Aorta 53**
4.1. Introducción . . . 53
4.2. Material . . . 54
4.2.1. Base de Datos del *Phantom* . . . 55
4.2.2. Base de Datos Clínica . . . 55
4.3. Método . . . 55
4.3.1. Segmentación . . . 57
4.3.2. Extracción de la Línea Central . . . 59
4.3.3. Ajuste B-Spline . . . 61
4.3.4. Cálculo de la Sección Transversal . . . 62
4.3.5. Calculo de Diámetros . . . 65
4.3.6. Factor de Escala . . . 65
4.4. Resultados . . . 66
4.4.1. Resultados del *Phantom* . . . 66
4.4.2. Resultados Clínicos . . . 66
4.5. Discusión y Conclusiones . . . 70

**5 Resultados de Segmentación de la Aorta 77**
5.1. Introducción . . . 77
5.2. Material y Métodos . . . 78
5.2.1. Pacientes . . . 78
5.2.2. Protocolo *MDCT* . . . 79
5.2.3. Método de Medida Automático . . . 79
5.2.4. Método de Segmentación Manual . . . 80
5.2.5. Análisis Estadístico . . . 81
5.3. Resultados . . . 82
5.3.1. Reproducibilidad Intraobservador . . . 82
5.3.2. Evaluación de Concordancia entre Ambos Métodos . . . 86
5.3.3. Tiempo de Medida . . . 89
5.4. Discusión . . . 90

**6 Resultados de Cálculo de Diámetros 93**
6.1. Introducción . . . 93
6.2. Material y Métodos . . . 94

6.2.1. Pacientes . . . . . 94
6.2.2. Protocolo *MDCT* . . . . . 95
6.2.3. Método de Medida Automático . . . . . 95
6.2.4. Método de Medida Manual . . . . . 96
6.3. Análisis Estadístico . . . . . 97
6.3.1. Reproducibilidad Inter e Intra Observador . . . . . 98
6.3.2. Validación . . . . . 98
6.3.3. Tiempo de Medida . . . . . 98
6.4. Resultados . . . . . 98
6.4.1. Reproducibilidad Inter e Intra Observador . . . . . 99
6.4.2. Tiempo de Medida . . . . . 99
6.4.3. Evaluación de Concordancia entre Ambos Métodos . . . . . 100
6.5. Discusión . . . . . 101

**7 Conclusiones** **107**

**Bibliografía** **109**

**Índice de figuras** **119**

**Índice de tablas** **123**

Capítulo 1

# Introducción

## 1.1. El Sistema Vascular

El sistema vascular está formado por los vasos que transportan sangre y linfa a través del cuerpo. Los vasos linfáticos son estructuras vasculares muy delgadas, difíciles de observar y que transportan líquido linfático (un líquido claro, incoloro, pobre en proteínas y rico en lípidos y glóbulos blancos). Están provistos de válvulas en toda su longitud y confluyen en unas pequeñas glándulas, los ganglios linfáticos, que están repartidos por todo el cuerpo, aunque son más numerosos en puntos como las axilas, la ingle, el cuello y la garganta. Estos ganglios están llenos de linfocitos que se encargan de recoger y destruir las bacterias, virus, células muertas y sustancias extrañas, ayudando de este modo a la defensa permanente del organismo contra las infecciones.

Las arterias y las venas transportan sangre a través del cuerpo con la finalidad de suministrar oxígeno y nutrientes a los tejidos y eliminar desechos. Las arterias son vasos sanguíneos que transportan la sangre oxigenada desde el corazón hacia el resto del cuerpo. Las venas transportan la sangre de regreso al corazón, y los capilares son vasos sanguíneos diminutos que se encuentran entre las arterias y las venas, que distribuyen sangre rica en oxígeno por el cuerpo.

En el ser humano, el corazón tiene cuatro cámaras (es tetracameral) y la circulación es doble (la sangre pasa dos veces por el corazón en cada vuelta) y completa (no hay mezcla de sangre oxigenada y desoxigenada).

El recorrido de la sangre comienza en el ventrículo izquierdo del corazón, cargada de oxígeno, y se extiende por la arteria aorta y sus ramas hasta el sistema capilar, donde se forman las venas que contienen sangre pobre en oxígeno. Desembocan en una de las dos venas cavas (superior e inferior) que drenan en la aurícula derecha del corazón. A continuación, la sangre pobre en oxígeno parte desde el ventrículo derecho del corazón por la arteria pulmonar que se bifurca en sendos troncos para cada pulmón. En los capilares alveolares pulmonares la sangre se oxigena a través de un proceso conocido como hematosis

y se reconduce por las cuatro venas pulmonares que drenan la sangre rica en oxígeno, en la aurícula izquierda del corazón.

Además de mantener la sangre y la linfa en circulación por todo el cuerpo, el sistema vascular actúa como un componente importante de otros aparatos corporales, como el aparato respiratorio, en donde se produce el intercambio de dióxido de carbono por oxígeno a través de los capilares de los pulmones para posteriormente distribuir este oxígeno a los tejidos del cuerpo; digestivo, ya que la sangre fluye a través de los capilares intestinales y absorbe nutrientes, como glucosa (azúcar), vitaminas y minerales, para posteriormente distribuirlos a los tejidos del cuerpo o el aparato renal y urinario, en el cual los desechos de los tejidos del cuerpo se filtran para posteriormente eliminarlos a través de la orina; además de la relación con estos aparatos, el sistema vascular realiza una función esencial como es el control de la temperatura.

El sistema vascular puede sufrir trastornos que afectan a sus venas y arterias. Estas enfermedades vasculares son debidas, generalmente, a la obstrucción, debilitamiento o ensanchamiento de la vasculatura o mediante el daño que sufren sus válvulas. Como consecuencia, distintos órganos o estructuras del cuerpo pueden verse afectadas a causa de estas enfermedades vasculares.

Existe una muy elevada prevalencia de los factores de riesgo [1] cardiovascular en la población, incluso a edades tempranas [2], además de una gran variedad de los mismos que afectan al desarrollo o aumento de la probabilidad de sufrir una enfermedad vascular. Algunos factores no son modificables como la edad, el sexo (más frecuente en el hombre) o los factores genéticos; sin embargo, existen una serie de factores que son modificables y se puede actuar de forma preventiva para evitar el empeoramiento de la enfermedad como puede ser la hipertensión, el tipo de alimentación, niveles de colesterol, la diabetes, la obesidad, el ejercicio físico, el alcohol, el estrés, factores psicosociales o el tabaco, siendo este último el factor más importante. Además son factores específicos de la mujer, los ovarios poliquísticos, los anticonceptivos orales y los estrógenos. Este gran conjunto de factores de riesgo puede provocar por lo tanto otra extensa lista de enfermedades vasculares recogidas todas ellas en la versión X de la Clasificación Internacional de Enfermedades de la OMS (CIE-X) [3] relativas al aparato circulatorio, entre las que se encuentran: la fiebre reumática aguda, cardiopatías reumáticas crónicas, enfermedades hipertensivas incluyendo la eclampsia (hipertensión durante el embarazo), cardiopatía isquémica (infarto de miocardio, angina de pecho), enfermedad cardiopulmonar, otras enfermedades del corazón (p.e. arritmias e insuficiencia cardíaca entre otras), enfermedades cerebrovasculares (p.e. hemorragia, derrame, embolia, trombosis, apoplejía cerebral o ictus), enfermedades de las arterias (p.e. aterosclerosis, aneurisma, embolia y trombosis arteriales entre otras), enfermedades de las venas (p.e. tromboflebitis), malformaciones congénitas del sistema circulatorio y muerte súbita.

Dado que las funciones de los vasos sanguíneos incluyen transportar oxígeno y nutrientes a todos los órganos y tejidos del cuerpo, eliminar los desechos, equilibrar los líquidos y demás, los trastornos del sistema vascular, como se puede observar en la lista de enfermedades vasculares, pueden interferir en el suministro a una o más partes del cuerpo, como corazón, pulmones o cerebro.

Por este motivo es de gran importancia la prevención de las enfermedades vasculares, como mecanismo para reducir su incidencia en la población, controlando para ello el mayor número posible de factores de riesgo en la niñez, lo cual se conoce como prevención primordial, reduciendo de este modo el riesgo de padecer una enfermedad vascular en la edad adulta y evitando utilizar medicaciones paliativas, que no curativas, en la edad adulta [4].

## 1.2. La Aorta

La aorta es la arteria principal del cuerpo, es el vaso de mayor calibre de todo el organismo y se caracteriza por tener una pared gruesa y elástica. Nace directamente de la base del ventrículo izquierdo del corazón y, tras formar un arco llamado arco aórtico, posteriormente desciende hacia el abdomen. Su función principal es la del transporte, a todos los órganos del cuerpo, de la sangre que bombea el corazón. La estructura de la pared de la aorta, al igual que en el resto de arterias, está compuesta por tres capas:

- *Túnica íntima o íntima*: Está sostenida por la membrana elástica interna, y compuesta por células endoteliales que están en contacto directo con el flujo sanguíneo. Esta capa está presente en todos los vasos (arterias o venas) y su composición es idéntica en todos.
- *Túnica media o media*: En los vasos de mayor calibre, como la aorta, se diferencian dos subcapas dentro de la túnica media. La capa más interna formada por fibras musculares lisas en disposición circular, y una capa limitante externa elástica (más desarrollada en las arterias). Es la capa más gruesa, ya que puede suponer el 80 % del grosor de la pared.
- *Túnica adventicia*: Esta capa es bastante fina en la aorta y está formada por tejido conectivo laxo que contiene las fibras nerviosas, los vasos linfáticos y los *vasa vasorum* propios de las arterias de grueso calibre, los cuales irrigan y nutren la pared de los vasos sanguíneos de gran calibre como la arteria aorta.

El trayecto de la aorta desde el ventrículo izquierdo hasta el abdomen está formado por dos tramos, que se denominan: aorta torácica y aorta abdominal (Figura1.1).

### 1.2.1. Aorta Torácica

La región de la aorta por encima del diafragma se denomina aorta torácica. La sangre de la aorta torácica irriga al corazón a través de las arterias coronarias, al cerebro y al cuello mediante los troncos supraaórticos y por medio de otras ramificaciones a los músculos pectorales, los pulmones, los bronquios y el esófago.

La aorta torácica se puede dividir en distintos tramos:

- *Arterias Coronarias*: Las dos arterias coronarias principales son la coronaria izquierda, que lleva la sangre al ventrículo izquierdo del corazón y al atrio izquierdo, y la coronaria derecha que irriga sangre al ventrículo derecho y una pequeña porción del ventrículo izquierdo.
- *Senos de Valsalva*: Se encuentran en la raíz de la aorta ascendente. Son las dilataciones que se producen entre la pared de la arteria aorta y las valvas semilunares de la válvula aórtica. Hay tres Senos de Valsalva: posterior, izquierdo y derecho, siendo estos dos últimos el origen de la arteria coronaria izquierda y derecha respectivamente.
- *Aorta Ascendente*: Su origen son los Senos de Valsalva y asciende oblicuamente curvándose hacia atrás y a la izquierda por detrás de la mitad izquierda del esternón.
- *Arco Aórtico*: También llamado cayado aórtico. Parte curva de la arteria aorta situada entre la porción ascendente y descendente, de la cual surgen los siguientes vasos:
  - *Arteria o tronco braquiocefálico*: Se divide en dos ramas, las arterias subclavia derecha y carótida común derecha, que irrigan la cabeza y el brazo derecho.
  - *Arteria carótida común izquierda*: Surge de la aorta e irriga el cuello y la cabeza.
  - *Arteria subclavia izquierda*: Se encuentra a continuación de la carótida común izquierda e irriga fundamentalmente el miembro superior izquierdo, la columna vertebral, la médula espinal, el oído y el cerebro.
- *Aorta Descendente*: Desciende por delante de la columna vertebral, hasta pasar a llamarse abdominal al atravesar el músculo diafragma. En la zona más basal se trifurca en las llamadas arterias ilíacas primitivas derecha e izquierda y la arteria sacra media. La aorta torácica descendente se divide en las siguientes ramas:
  - *Ramas viscerales*: Irrigan el esófago, pleurales, pericárdicos y arterias bronquiales para vascularizar el pulmón.
  - *Ramas parietales o arterias intercostales* : Vascularizan toda la pared de la caja torácica.

### 1.2.2. Aorta Abdominal

La porción de la aorta que desciende por debajo del diafragma es conocida como aorta abdominal. La sangre de esta porción de la aorta irriga los principales órganos abdominales (como el hígado, los riñones, el bazo, los intestinos y el estómago). Sus principales partes son:

- *Ramas parietales o arterias lumbares*: Surgen de las caras laterales de la aorta abdominal y rodean de atrás adelante toda la pared del abdomen incluyendo las arterias diafragmáticas.
- *Ramas viscerales*: donde encontramos pares e impares en función de las vísceras que irriguen:



**Figura 1.1:** Angiotac de aorta toraco-abdominal y sector ilíaco en la que no se observan dilataciones significativas.

- *Pares*: suprarrenales, renales y gonadales
- *Impares*: tronco celíaco (surge justo debajo del diafragma) y arterias mesentéricas superior e inferior (que surgen de la cara anterior de la aorta abdominal).

### 1.2.3. Arterias Ilíacas Primitivas

Son las ramas terminales de la aorta:
Se bifurcan en arterias ilíacas externas e internas:

– *Arterias ilíacas externas*: irrigan los miembros inferiores.

– *Arterias ilíacas internas*: irrigan útero, próstata, músculos glúteos y vejiga urinaria.

## 1.3. El Aneurisma de Aorta

Las enfermedades de la aorta [5], causan una gran morbilidad y mortalidad, y pueden producir diferente sintomatología dependiendo de la localización y del grado de patología aórtica. Entre estas se incluyen la coartación de la aorta, la disección de la aorta [6] [7], el aneurisma aórtico, la ateroesclerosis

[8], la aortitis y otras. Además las cirugías de la aorta pueden presentar complicaciones neurológicas [9].

Un aneurisma (Figura 1.2) se define como la dilatación local y permanente de una porción del vaso debido a un proceso patológico que afecta a su pared [5]. Generalmente los aneurismas son debidos a procesos de arteriosclerosis y más específicamente de aterosclerosis, los cuales producen de forma degenerativa una erosión de las capas que forman la pared de la aorta, destruyendo así los elementos de su capa media elástica. Una vez que la capa media se ha debilitado se produce un ensanchamiento progresivo debido a la presión que ejerce la sangre. Pero los aneurismas también pueden tener un origen congénito, especialmente en el curso del síndrome de Marfan, o asociado a otras alteraciones de la aorta desde el nacimiento, aunque también pueden ser traumáticos o de otro origen. Además la afección es más común en personas con colesterol alto, hipertensión arterial prolongada o que fuman.



**Figura 1.2:** Aneurisma de aorta torácica en la región ascendente.

En cuanto a como se debe medir el tamaño del aneurisma, no existe un consenso muy extendido en cuanto a incluir o no la pared aórtica. La variación puede ser de varios milímetros en el cálculo de la

medida. En una imagen de CT sin contraste, puede ser más cómodo medir el diámetro incluyendo la luz y la pared aórtica, sin embargo en una imagen con contraste es más sencillo medir solo la luz.

En lo que se refiere a su diámetro algunos autores y Sociedades Científicas(American adhoc Committee) [10] denominan aneurismas a las dilataciones que tienen, al menos, un aumento del diámetro máximo transverso no menor a un 50 % comparado con el diámetro normal [11] de la arteria en cuestion. El 75 % de los aneurismas son asintomáticos, hallazgos incidentales. Pueden manifestarse con síntomas cardiológicos u otros síntomas sistemicos, pero también como isquemia cerebral, eventos neurologicos, crisis, ictus, sintomatología vertebrobasilar.

Los datos más recientes disponibles del National Center for Injury Prevention and Control (Atlanta, USA) indican que el aneurisma es la *17th* causa más común de muerte en todos los individuos y la 14th más común en individuos mayores de *65* años, representando *130.299* y *106.561* muertes en esos dos grupos entre *1999-2007* respectivamente [12]. En el año *2007* (último año del que se disponen datos), fue la *19th* causa más común de muerte en individuos de todas las edades y la *15th* más común en individuos mayores de *65* años, representando *12.986* y *10.241* muertes respectivamente.

Los aneurismas de aorta se clasifican en función de su ubicación a lo largo de la aorta en: aneurisma de aorta torácica, abdominal y toraco-abdominal.

### 1.3.1. Aneurisma de Aorta Torácica

Hasta un 25 por ciento de los aneurismas de aorta son torácicos, de los cuales, los aneurismas de aorta ascendente son los más comunes, seguidos de los aneurismas torácicos descendentes. Los aneurismas situados en los senos de Valsalva [13] son raros, al igual que los producidos en el arco aórtico, siendo estos últimos más complejos de tratar, debido en gran parte, a que las ramas arteriales que suministran sangre al cerebro y las extremidades superiores surgen del arco aórtico. Los aneurismas de aorta torácica son potencialmente los más letales, mucho más peligrosos que los abdominales, por su mayor tendencia a disecar, es decir, a romper la pared de la arteria, lo que pone en serio peligro la vida del paciente. Una de cada *5* personas mueren en un período de cinco años si un aneurisma torácico se deja sin tratar.

Los aneurismas son la patología más común que afecta a la aorta torácica con una incidencia de *6/100.000* personas. Son más graves cuanto más grandes, debido al aumento del riesgo de rotura o disección. De hecho, el riesgo de ruptura para aneurismas de gran tamaño es de aproximadamente el 74 % con una tasa de mortalidad del 90 % [14]. Además, esta patalogía con frecuencia requiere cirugía y es una enfermedad potencionalmente mortal. El aneurisma de aorta torácica es una enfermedad usualmente asintomática. En muchos casos, el primer síntoma es normalmente la muerte o una complicación grave que amenaza la vida como puede ser el caso de una rotura o disección. Además, la aorta torácica aneurismática crece lentamente, este crecimiento es más rápido en la aorta descendente (3 mm / año) que en la ascendente (1 mm / año) [15].

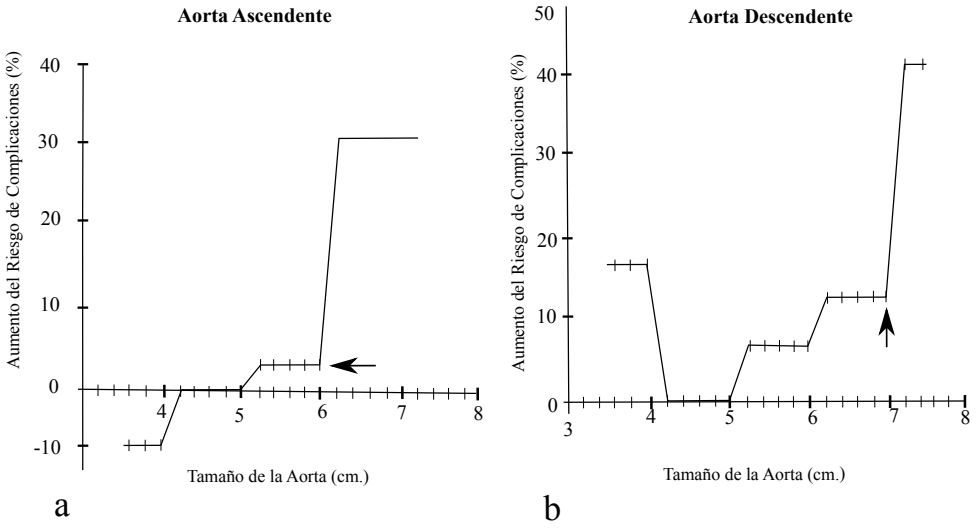



**Figura 1.3:** En las figuras (a) Aorta ascendente y (b) descendente se muestra la probabilidad de ruptura o disección en función del tamaño del aneurisma [16]. Las flechas muestran el punto crítico en el cual se incrementa de forma abrupta el riesgo de ruptura o disección.

Como se puede observar en la Figura 1.3, existe un punto crítico en el aumento del riesgo de ruptura o disección dependiendo de la región de la aorta. Por lo tanto el diámetro de la aorta no debe exceder un diámetro máximo de 5,5 cm en la aorta ascendente. Para los pacientes con síntomas adicionales como la enfermedad de Marfan, válvula aórtica bicúspide, o antecedentes familiares de disección aórtica, este valor cae a 5 cm. Para la aorta descendente, el criterio es un poco más amplio (*5,5- 6.0 cm.*), debido a que los efectos adversos se producen en tamaños más grandes [16].

Este tipo de aneurisma es de los pocos que pueden ser muy graves sin causar síntoma alguno. Sin embargo, las señales típicas son dolor de gran intensidad (principalmente en la parte superior de la espalda), tos y pitidos en el pecho (sibilancias). El dolor también se produce en el pecho y en los brazos, lo que puede confundirse con un infarto de miocardio. La presión que se crea sobre el esófago puede dificultar la ingestión (disfagia).

Existe un cierto criterio generalizado en relación con el tamaño a partir del cual un aneurisma de aorta torácica debe ser intervenido quirúrgicamente [16] [17] [18]. Sin embargo, no existen unas dimensiones que puedan considerarse absolutas o normales en una aorta torácica [19]. Esto es debido a que existen una serie de factores que pueden intervenir en el tamaño de la aorta como pueden ser los relacionados con la edad, sexo, talla o raza. Existe en la literatura un gran número de estudios que tratan de relacionar el aneurisma de aorta con estos factores [20] [21] [22] [23] [24], especialmente los referidos

con la edad y el género del paciente. Algunos autores en trabajos recientes establecen el tamaño normal de la aorta entre *2* y *3 cm.* para la aorta ascendente, pero siempre dependiendo de los factores previamente descritos [25]. Otro estudio reciente que intenta establecer los tamaños normales, en concreto de la aorta ascendente en adultos asintomáticos, es el presentado por Mao *et al*. [26]. Sus resultados muestran que existe una relación lineal entre el tamaño de la aorta torácica ascendente y la edad, el sexo, el tamaño de la aorta descendente y el diámetro de las arterias pulmonares. Sin embargo no encuentra correlación con otros factores que suelen ser foco de estudio como son la superficie corporal, el volumen de las cavidades cardíacas, la fracción de eyección del ventrículo izquierdo o el diámetro del tórax.

Una investigación reciente es la realizada por Devereux *et al*. [27], la cual trata de establecer las dimensiones normales de la raíz aórtica en relación con la edad, sexo y estatura. Dicho trabajo concluye que el diámetro de la raíz aórtica es mayor en hombres y se incrementa con el tamaño y la edad.

El estudio más reciente con el fin de establecer los tamaños normales de la aorta es el presentado por Davis *et al*. [28]. Al igual que en el estudio anterior, evidencia una relación entre el aumento del tamaño de la aorta y el sexo del paciente, siendo los diámetros mayores en hombres que en mujeres. No se observa que la obesidad, en ausencia de factores de riesgo cardiovascular, provoque un aumento del calibre de la aorta.

Por lo tanto, es cierto que existe una relación lineal entre el diámetro de la aorta y ciertos factores [29] [30]. Sin embargo, debido a la gran cantidad de factores que intervienen, así como las distintas relaciones entre estos, provoca que no se pueda establecer un tamaño normal absoluto de la aorta ascendente. Por este motivo, y pese a existir multitud de estudios que tratan de buscar, bien este tamaño normal de la aorta o su posible relación con distintos factores, lo único cierto es que quirúrgicamente no son considerados como relevantes para determinar una posible intervención.

### 1.3.2. Aneurismas Aórticos Abdominales

Alrededor del 75 % de los aneurismas aórticos se encuentra en el abdomen. Pueden afectar a cualquier persona, pero la mayoría están relacionados con el tabaquismo y la presión arterial alta. La primera señal del aneurisma es una especie de masa pulsátil en el abdomen. Los aneurismas aórticos abdominales suelen diagnosticarse de forma casual en una exploración rutinaria pero provocan un dolor intenso cuando dan clínica, especialmente en la espalda. Si junto con el aneurisma se produce una hemorragia interna grave, el diagnóstico suele evolucionar de manera rápida hacia el shock y muerte en un porcentaje alto de casos.

### 1.3.3. Aneurismas de Aorta Toraco-Abdominal

Abarcan los segmentos torácico y abdominal de la aorta. Estos aneurismas son relativamente poco comunes, y el tratamiento puede requerir la sustitución de toda la aorta. Esto implica volver a reinsertar

los vasos sanguíneos que surgen del segmento arterial afectado. La reparación de los aneurismas de aorta toraco-abdominal conlleva un riesgo significativo de paraplejia y requiere experiencia quirúrgica específica.

Los aneurismas toraco-abdominales, se clasifican mediante el sistema de Crawford [31], del I a IV según el área afectada.

### 1.3.4. Tratamiento

El objetivo del tratamiento del aneurisma consiste en evitar la rotura del mismo. Si el aneurisma se descubre en una etapa temprana y es de pequeño tamaño no se hace necesario más que el seguimiento médico. Sin embargo, si el aneurisma es grande el tratamiento clásico de los aneurismas aórticos es quirúrgico, implantándose, mediante sutura, un tubo de material artificial (prótesis) en la zona del aneurisma.

La cirugía de reparación suele ser de dos tipos:

- *Cirugía Abierta*: Se realiza con anestesia general. El cirujano practica una incisión en el costado y el aneurisma se reemplaza con una prótesis sintética que se sutura en el lugar correspondiente. Los pacientes normalmente pasan una noche en la unidad de cuidados intensivos y, a continuación, permanecen en el hospital de 5 a 7 días.
- *Cirugía Endovascular*: Es una alternativa a la cirugía abierta y consiste en el implante de una endoprótesis (una prótesis textil sostenida por un armazón de metal) dentro del aneurisma torácico sin abrir el tejido que lo rodea mediante cirugía intravascular. Este tipo de cirugía es cada vez más común debido a que es mínimamente invasiva, no se requieren transfusiones de sangre y el paciente permanece hospitalizado un reducido número de horas.

Tanto la endoprótesis como la cirugía abierta sirven para prevenir la rotura de un aneurisma. La diferencia es que la endoprótesis se implanta dentro del aneurisma sin retirar ningún tejido de la aorta, y no requiere abrir la caja torácica ni el abdomen.

## 1.4. Sistemas de Captura de Imagen

Las imágenes médicas son de gran importancia en el ámbito médico, ya que su propósito final es el de ayudar al especialista a diagnosticar o examinar enfermedades del cuerpo humano. Sin embargo, en la actualidad, también se han convertido en un instrumento fundamental en la práctica clínica para realizar simulaciones, mediciones para valorar la evolución de una enfermedad o incluso inspecciones virtuales sin necesidad de realizar un proceso invasivo en el paciente. Debido por lo tanto a esta creciente importancia de la imagen en 1993 se hizo necesario establecer por parte de *ACR (American College of Radiology)* y *NEMA (National Electrical Manufacturers Association)* un standard reconocido por todos,

relativo a la imagen médica. Este standard denomidado *DICOM* es un protocolo de comunicación de red (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Creado ante las necesidades surgidas tanto por fabricantes de equipos radiológicos como por usuarios, establece un formato digital para las imágenes, una estructura determinada de los archivos generados y un método de almacenamiento e intercambio.

La disciplina médica más relacionada con la imagen médica es la Radiología, aunque también podemos destacar otras técnicas que no proceden de la Radiología, tales como la endoscopia, la termografía médica, la fotografía médica y la microscopía, así como otras técnicas que, aunque en principio no producen imágenes en el sentido estricto del término, producen mapas de datos que pueden ser vistos como señales, tales como la electroencefalografía o magnetoencefalografía.

Cuando se hace una radiografía, un dispositivo hace pasar fotones de alta energía (rayos X) a través del cuerpo. Las estructuras densas como los huesos bloquean la mayoría de los fotones, por eso sobre la película se verán en blanco. El aire deja pasar la mayoría de los rayos X y por eso se verá negro y los músculos, la grasa y los líquidos se verán de color gris, dado que bloquean parcialmente el paso de estas partículas.

En cuanto al soporte de la imagen, ésta puede ser radiografía convencional, donde la imagen se crea directamente en el medio detector, el cual es una lámina impregnada de cristales de haluros de plata de formas que van de triangular a hexagonal y de tamaños muy heterogéneos. Estos compuestos de plata se ennegrecen al oxidarse. Al ser expuestos a la radiación incidente se obtiene una variación continua de la radiación incidente. Para obtener la imagen definitiva se debe realizar un proceso de revelado y fijación. De esta forma, los haluros que no forman parte de la imagen se desprenden de la lámina de poliéster por acción del líquido de revelado. Los cristales de halogenuro de plata que no han reaccionado con los rayos X son eliminados y el resto se reducen a plata metálica, que es opaca, obteniéndose de este modo la imagen final.

En la actualidad, la práctica totalidad de las imágenes radiológicas son digitales. A continuación se describen las diferentes modalidades de imagen de las que se sirven los facultativos para el diagnóstico, la planificación de los tratamientos y de las operaciones quirúrgicas o la prevención de las distintas enfermedades.

Las más destacados son:

– *Radiografía Computarizada*: El proceso de esta modalidad es similar al proceso que se realiza en la radiografía convencional. A diferencia de ésta, el detector es una placa compuesta por fósforos fotoestimulables reutilizables, que crea una imagen latente de electrones. Posteriormente un lector láser libera los electrones atrapados y genera fotones de luz visible que son capturados para crear la imagen final. Este sistema recibe el nombre de Radiografia Computarizada (CR) y permite la utilización y el aprovechamiento de sistemas de radiología tradicionales, en un entorno digital.

- *Radiografía Digital*: El *DR* (Digital Radiography) utiliza detectores de estado sólido expuestos directa o indirectamente a los rayos X. La tecnología dominante está basada en el uso de fotodiodos acoplados a transistores de película fina ($TFT$) a partir de silicio amorfo.
- *Fluoroscopía*: Es una técnica utilizada para la obtención de imágenes en tiempo real y por lo tanto es de gran utilidad en distintos procesos quirúrgicos. La fluoroscopía permite observar el movimiento de la zona a estudio ya que se obtienen unas 20 ó 30 imágenes por segundo. Los tiempos de exposición por parte del paciente en este tipo de pruebas diagnósticas suelen ser relativamente altos por lo que es de gran importancia una baja dosis de radiación. Por este motivo, el uso de tubos intensificadores y, más recientemente, de receptores digitales *flat panel*, permite optimizar el equilibrio entre la dosis recibida por los pacientes y la calidad de imagen a fin de no exponerlos innecesariamente a la radiación.
- *Resonancia Magnética* : La obtención de imágenes de resonancia magnética (*MRI* (*Magnetic resonance imaging*)) se fundamenta en el fenómeno de la resonancia magnética nuclear de los átomos de la materia. Las propiedades magnéticas de los átomos tienen su origen en el spín nuclear y en el movimiento de precesión de cada núcleo atómico, por lo que se encuentra directamente relacionado tanto con el número atómico como con el número másico.

  El hidrógeno es el elemento más común en el cuerpo y tiene un momento magnético muy grande, por lo tanto, es idóneo para medir los cambios de momento al estimularlo con campos magnéticos. Debido a que la orientación del campo magnético de cada protón es aleatoria, el estudio de resonancia magnética comienza con la aplicación de un campo magnético externo, con el fin de alinear los momentos magnéticos de todos los átomos de los distintos órganos del paciente. Estos momentos magnéticos nucleares se orientaran de acuerdo a las líneas de fuerza del campo de forma paralela y antiparalela obteniendo un momento magnético total de todas las partículas. Seguidamente se aplica una serie de pulsos de radiofrecuencia aplicados con varias intensidades y en periodos variables de tiempo, que provocan una variación en esta magnetización longitudinal de los átomos. Cuando cesa el estímulo de radiofrecuencia, el momento magnético nuclear vuelve a su situación original produciéndose una relajación del mismo. Esta relajación se mide en tiempos $T_1$ y $T_2$, los cuales influyen en la formación de la imagen. De este modo la imagen final se forma debido a las distintas densidades de hidrógeno captadas de forma indirecta por las antenas de la resonancia. Estos cambios de orientación del momento magnético nuclear son medidas con antenas (coils) que captan la energía emitida por los protones de hidrógeno del paciente al producirse estas variaciones.

  Es utilizada esencialmente para diagnosticar lesiones en tejidos blandos o como exploración funcional, su limitación aún sigue siendo la gran duración de sus exploraciones.
- *Mamografía*: La mamografía es posiblemente la técnica radiográfica más especializada, debido principalmente al tipo de órgano a examinar constituido por distintos tejidos (glandular, con-

juntivo, epitelial, graso...), que provoca muy pocas diferencias de absorción de rayos X y la consiguiente reducción del contraste en la imagen. Por este motivo la mama necesita un sistema especializado con el cual se obtenga alta resolución, alto contraste y dosis reducida. Con el fin de producir imágenes de alta calidad a baja dosis la mama se comprime físicamente, ya que cuanto menos espesor tenga que atravesar la radiación, menos radiación dispersa alcanzará al detector.

– *Ecografía*: Se basa en el uso de ondas acústicas de alta frecuencia las cuales al impactar sobre los tejidos y producirse la reflexión consiguiente producen una imagen.

  Las imágenes son capturadas en tiempo real, además se puede observar incluso el flujo sanguíneo. La ecografía convencional da como resultado imágenes $2D$, sin embargo, y aunque su desarrollo data de 1987 la ecografía $3D$ presenta un gran auge en los últimos tiempos (Figura 1.4). La ecografía denominada $4D$ añade como única variante el tiempo, permitiendo visualizar el volumen de datos en movimiento.



**Figura 1.4:** Ecografía $3D$.

  La ecografía Doppler consiste en una técnica especial de ultrasonido que evalúa el movimiento de la sangre mientras circula por los vasos sanguíneos, incluyendo las arterias y venas más importantes del organismo que se encuentran en el abdomen, brazos, piernas y cuello. Existen tres tipos de ecografía Doppler: Doppler-color, Doppler con energía (permite más resolución que el anterior) y Doppler espectral, en el cual no se obtiene una imagen sino que se obtienen gráficas de las mediciones del flujo sanguíneo.

– *Tomografía Computarizada*: La tomografía computarizada ($CT$ (computed tomography)) significó una auténtica revolución en el campo de la radiología, ya que utiliza rayos X muy colimados

para obtener secciones transversales del paciente. Por este motivo será tratada más extensamente más adelante.

A diferencia de las técnicas nombradas anteriormente utilizadas en Radiología, las modalidades de adquisición de imagen utilizadas en la medicina nuclear introducen la fuente emisora en el paciente mediante ingestión o inyección en forma de radiofármacos o trazadores (isótopos radioactivos producidos mediante un dispositivo llamado ciclotrón). Una vez el radiofármaco es suministrado al paciente se introduce en un tomógrafo/gammacámara (dependiendo del tipo de estudio) destinado a captar estas emisiones de radiación (gamma) que emite el trazador a medida que se desintegra. Posteriormente se obtienen las imágenes del estudio. Este tipo de pruebas produce imágenes funcionales, es decir, no son imágenes anatómicas sino que muestran como está funcionando el cuerpo mediante un código de colores que representan actividad biológica (flujo sanguíneo, uso de oxígeno, metabolismo del azúcar (glucosa)....).

Entre las modalidades de imagen de la medicina nuclear estaría el *SPECT* (single photon emisión tomography) y el *PET* (positron emission tomography). La diferencia fundamental entre ambas es que el primer procedimiento utiliza radionucleidos emisores de fotón simple y la prueba se realiza en una gammacámara mientras que el *PET* emite radionucleidos emisores de positrones, lo cual implica la detección simultánea de dos rayos gamma mediante detectores situados en posiciones opuestas.

Actualmente, las imágenes de medicina nuclear se pueden superponer con las de tomografía o resonancia para producir diversas vistas, una práctica conocida como fusión de imágenes o coregistro. Esto permite correlacionar la imagen funcional de la medicina nuclear con la anatómica o diagnóstica de la radiología, pudiendo interpretar de este modo ambas imágenes en una sola y obtener así información más precisa. Las tres modalidades principales de esta tecnología híbrida son el $PET-CT$, $SPECT-CT$ y el $PET-MRI$:

- $PET-CT$: Sus principales aplicaciones son en la oncología, cardiología y neurología. Es de gran importancia para establecer la extensión de un tumor antes de iniciar un tratamiento o para detectarlo en etapas tempranas gracias a la elevación de marcadores del tumor. También es de utilidad para establecer si una terapia es o no efectiva.
- $PET-MRI$: El primer equipo híbrido que realiza *PET* y *MRI* en una misma sesión fue aprobado por la *FDA* (Food and Drug Administration) en 2011. El principal beneficio de esta técnica respecto al $PET-CT$ está en evitar la radiación del *CT* y un posible mayor detalle anatómico en tejido blando gracias a la *MRI*.
- $SPECT-CT$: Es el resultado de unir una gammacámara y un equipo de tomografía computarizada (*CT*). El sistema se acopla a algoritmos y programas de computación para adquirir, procesar y fusionar las dos imágenes y así obtener, al igual que en los dos casos anteriores, una imagen $3D$ que muestre la función del órgano y su situación anatómica.

## 1.5. El *CTA*

El *CTA* (Computed Tomography Angiography) consiste en la realización de una angiografía en una máquina de *CT* [32]. Una angiografía es una técnica radiográfica en la cual lo que se busca es el estudio de los vasos sanguíneos, arterias y venas, para observar el flujo de sangre, y comprobar de este modo si los vasos están obstruidos, dilatados o presentan cualquier otro tipo de lesión. Dependiendo de si el estudio es de arterias o venas podemos distinguir entre una arteriografía o una flebografía respectivamente.

Para la realización de este tipo de estudios es usual utilizar un medio de contraste que se introduce en el cuerpo antes de que el examen comience y que sirve para opacificar los vasos sanguíneos aumentando el contraste de la imagen obtenida [33]. Esta inyección de contraste se realiza a través de una punción en una vena periférica. El contraste inyectado para las modalidades radiológicas contiene típicamente yodo, aunque el utilizado para *MRI* o *MRA* (*Magnetic Resonance Angiogram*) está basado en otro elemento químico, el gadolinio.

Aunque las imágenes de angiografía se pueden obtener mediante: radiografía convencional y/o *MRA*, hoy en día la prueba más utilizada es el *CTA*. Esto es debido al gran desarrollo que ha tenido el *CT* en los últimos años. Godfrey Hounsfield, ingeniero electrónico inglés que trabajaba en la compañía *EMI*, *Ltd*, fue el primero en construir un prototipo, gracias a lo cual, en 1979 le fue concedido el premio Nobel de Medicina, compartido con Allan M. Cormack.

Las imágenes obtenidas mediante *CT* son totalmente diferentes a las obtenidas por la radiología convencional, ya que este sistema de adquisición de imagen proporciona una visión anatómica del paciente perpendicular al eje longitudinal del cuerpo, es decir, las imágenes obtenidas son axiales, evitando así la superposición de estructuras de la imagen radiológica $2D$. La idea básica del *CT* consiste en colimar un haz de rayos X, que atraviesa un objeto y llega a un detector. Para ello, mientras el conjunto describe un giro completo el sistema fuente-detector está unido físicamente de tal manera que se desplaza de forma sincronizada.

El funcionamiento mecánico de los primeros *CTs* consistía en realizar un movimiento de traslación y a continuación uno de rotación alrededor del objeto. Para un ángulo dado del sistema fuente-detector, la fuente realiza una serie de disparos a la vez que realiza una pequeña traslación junto al detector. Una vez finalizada esa serie de disparos, el sistema vuelve a su posición original, el sistema fuente-detector gira un ángulo dado y de nuevo repite el proceso hasta completar una vuelta al objeto (Figura 1.5 (a)).

Cuando los rayos X atraviesan las estructuras internas del cuerpo estos se atenúan dependiendo de los valores de número atómico y densidad de masa, produciendo una variación en la intensidad de radiación detectada, conformando de este modo un perfil de intensidad llamado proyección. Cuanto más densa es la parte del cuerpo (tumores, calcificaciones o metal), menos rayos X llegan a los detectores y cuanto menos densa la parte del cuerpo (agua, grasa o aire), mayor cantidad de rayos X logra impactar

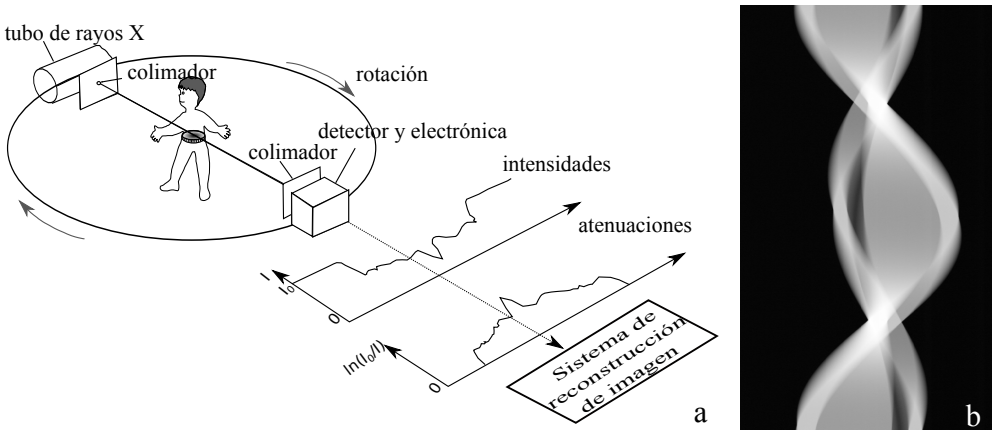



**Figura 1.5:** Esquema del sistema fuente-detector en un *CT*.

en los detectores. Por lo tanto el valor final del pixel está relacionado con el coeficiente de atenuación mediante la ley de Beer-Lambert:

$$I(x) = I_0 e^{-x\mu} \tag{1.1}$$

Siendo $I(x)$ la intensidad del haz atenuado, $I_0$ la intensidad inicial del haz, $x$ el espesor del material y $\mu$ el coeficiente de atenuación lineal. Es de resaltar que no todos los tejidos que atraviesan la radiación tienen el mismo coeficiente de atenuación $\mu$, por lo tanto la expresión anterior debe expresarse de la siguiente forma:

$$I(x) = I_0 e^{-\int \mu dx} \tag{1.2}$$

Este proceso se repite un número elevado de veces (una proyección por cada ángulo rotado), por lo que se generarán numerosas proyecciones. Cada proyección conforma una línea de una imagen llamada sinograma (Figura 1.5 (b)), que posteriormente se procesará para formar la imagen de las estructuras anatómicas. Las imágenes reconstruidas a partir del sinograma tiene un gran valor diagnóstico debido en gran parte a que el valor de cada píxel de la imagen reconstruida tiene un valor correspondiente con el coeficiente de atenuación en ese punto. Por este motivo, el coeficiente de atenuación, como magnitud física, se considera una de las grandes aportaciones de Godfrey Hounsfield al Diagnóstico Radiológico. Esta equivalencia entre el valor del píxel y el coeficiente de atenuación se realiza mediante una transformación lineal.

### 1.5.1. Evolución del *CT*

La evolución del *CT* ha tenido tanta importancia en la imagen médica que los distintos avances realizados han creado la necesidad de hacer una división para agrupar estos cambios tecnológicos.

#### Primera Generación

El funcionamiento de los *CT* de primera generación es similar al explicado anteriormente (Figura1.5). Se utilizaba un haz colimado y existía un único detector. Se realizaban aproximadamente unos 160 disparos de rayos X paralelos mediante movimientos de traslación del sistema fuente-detector. Seguidamente se giraba todo el sistema fuente-detector un grado, y se realizaban de nuevo los 160 disparos. Así hasta barrer los $180^{o}$, con lo cual, el proceso para obtener un solo corte era bastante lento (aproximadamente 5 minutos) [34] [35].

#### Segunda Generación

Al igual que los *CT* de primera generación estaban basados en el movimiento de traslación y rotación. La principal diferencia respecto a los anteriores es que se cambió el tipo de haz utilizado, pasando de un haz muy colimado a un haz en abanico. Como consecuencia de utilizar este tipo de haz también aumentaron el número de detectores (entre 5 y 35 detectores). Utilizando un haz en abanico no hacía falta realizar tantas traslaciones (el haz cubría unos 5 grados) y aumentando el número de detectores se mejoraba la calidad de la imagen. Con estos cambios se consiguió reducir el tiempo de 5 minutos a un rango de 20-60 segundos, además de aprovechar mejor la radiación emitida [36].

#### Tercera Generación

Esta generación se caracterizó por eliminar el movimiento de traslación. A partir de este momento el sistema fuente-detector solamente rotaba. También se aumentó el número de detectores utilizados, llegando a colocar entre 250 y 750 en una matriz curvilínea. Esta disposición curvilínea también tenía ventajas en la implementación del algoritmo de reconstrucción. En esta generación se logró reducir el tiempo por corte o imagen a valores de 5-10 segundos [37][34]. El tipo de haz en abanico siguió siendo el mismo. El principal problema que presentaba los *CT* de tercera generación era la aparición de ”artefactos en anillo” en la imagen reconstruida, lo cual era debido a la geometría del sistema y a fallos ocasionales en los detectores o en la calibración.

#### Cuarta Generación

En esta generación sólo gira la fuente y los detectores permanecen fijos. A diferencia de la tercera generación en la cual los detectores se disponían en un arco que giraba de forma simultanea a la fuente,

en esta generación los detectores forman un anillo completo que rodea a todo el paciente y es la fuente la que gira. El movimiento de la fuente se podía realizar por el interior o por el exterior del anillo de detectores. Se eliminó el problema de los ”artefactos de anillo” que tenían sus antecesores, sin embargo este tipo de tomógrafos resultaban demasiado costosos, debido a la cantidad de detectores que necesitaban, ya que el número oscilaba entre 424 a 2400 detectores según las casas comerciales. El tiempo de adquisición por imagen estaba en el intervalo 1-10 segundos.

### Quinta Generación

En 1980 se introdujo esta generación, con poco éxito comercial, denominada tomografía por rayo de electrones EBCT (del inglés Electron Beam CT). Es un cañón emisor de electrones que posteriormente son deflectados e inciden sobre laminas de tugnsteno. Su principal característica es que consigue 8 cortes contiguos en 224 *ms*., lo suficiente para tomar imágenes del corazón, eliminando artefactos debido al latido.

### Sexta Generación

1989 fué un año fundamental para la evolución y desarrollo del *CT*, ya que en ese año Kalender y sus colaboradores propusieron la tomografía en espiral [38] [39]. Hoy en día un *CT* que no sea espiral se considera totalmente obsoleto, principalmente porque en cuanto a tiempo de adquisición el *CT* Helicoidal no tiene rival. A diferencia de las generaciones anteriores en las cuales el sistema fuente-detector rota y se detiene para poder desplazar la camilla del paciente mientras el sistema volvía a la posición original, este tipo de estudios se caracteriza por el movimiento continuo de la camilla, mientras que el sistema fuente-detector gira sin detenerse, sin invertir su movimiento en ningún momento, pudiendo de este modo adquirir los datos de todos los cortes de forma continua. Por este motivo, el tipo de adquisición de datos tiene forma de espiral (Figura 1.6). Esto implica que no hay datos suficientes para reconstruir los datos originales, por este motivo se hace necesario desarrollar nuevos algoritmos de reconstrucción que permitan la interpolación en cualquier punto del eje Z.

### Séptima Generación

Una mejora posterior en el *CT* helicoidal, fue la introducción de detectores multicorte (Multidetector Computed Tomography) *MDCT*. De este modo se pueden obtener varios cortes, entre 32 y 64, en un solo giro del sistema fuente-detector reduciéndose drásticamente el tiempo de adquisición. En la actualidad un estudio de la cabeza a los pies se puede realizar en menos de 10 segundos. Además el *MDCT* es capaz de realizar cortes mucho más finos que sus antecesores llegando a un ancho de corte de 0.3 mm, lo cual implica una resolución mucho más alta, pudiendo detectar por primera vez lesiones muy pequeñas, que normalmente se corresponden con una etapa mucho más temprana en su desarrollo.

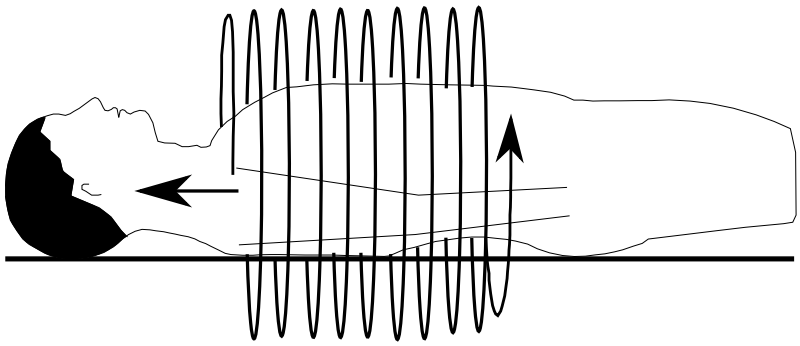


**Figura 1.6:** Esquema del sistema de adquisición de datos de un *CT* helicoidal.

### 1.5.2. Métodos de Reconstrucción

La reconstrucción de imágenes supone calcular el coeficiente de atenuación correspondiente a cada vóxel a partir de cada proyección. Se han propuesto métodos analíticos y métodos iterativos para calcular estos coeficientes.

Entre los métodos iterativos de reconstrucción de imagen, las técnicas de reconstrucción algebraica son altamente conocidas. Éstas se basan en resolver un sistema de ecuaciones a través del denominado método de proyecciones, introducido en *1970* [40], que consiste en plantear un sistema de ecuaciones, en el cual la incógnita es la imagen reconstruida y el término independiente la medida de la atenuación. Aunque posibles, son computacionalmente muy costosos. Por este motivo los métodos más utilizados son los métodos de retroproyección filtrada (*FBP*)(*Filtered Back Projection*) [41]. Estos métodos se basan en la transformada Radon [42] (1917) que nos permite calcular esos coeficientes de atenuación y que establece que la reconstrucción de un objeto bidimensional se puede realizar a partir de un conjunto de infinitas proyecciones. Es decir, la integral de Radon, es una transformación integral que consiste en la integral de una función sobre un conjunto de rectas.

En el caso de un espacio n-dimensional la transformada de Radon es la integral de una función sobre hiperplanos. Matemáticamente en el caso bidimensional, utilizamos la expresión de una recta como sigue:

$$x \cdot cos(\theta) + y \cdot sen(\theta) = d \tag{1.3}$$

donde $\theta$ es el ángulo que forma la recta con el eje $x$ y $d$ es la distancia mínima de la recta al origen. La transformada de Radon tomará entonces la siguiente forma:

$$F(\theta, d) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y)\delta(xcos(\theta) + ysen(\theta) - d)dxdy \tag{1.4}$$

Siendo F las proyecciones que produce el objeto *f(x,y)*. Por lo tanto si queremos obtener *f(x,y)*, que es la imagen original, deberíamos realizar la transformada inversa de Radon. Sin embargo la retroproyección del sinograma al espacio imagen aplicando la transformada inversa de Radon presenta algunos inconvenientes, ya que produce una imagen demasiado borrosa debido a que es imposible tener un número infinito de proyecciones. Con el fin de mejorar esta aproximación, se propuso el método de retroproyección filtrada, el cual utiliza el teorema de corte de Fourier o teorema de la proyección, mediante el cual la transformada unidimensional de Fourier de una proyección *f(x,y)*, obtenida a partir de haces paralelos entre si y formando un ángulo $\theta$ es el corte de la transformada bidimensional de Fourier de la imagen F(u,v) a lo largo de una línea que forma un ángulo $\theta$ con el eje $u$.

Para ello utilizando la transformada inversa bidimensional de Fourier

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u,v) e^{j2\pi[ux+vy]} du dv \tag{1.5}$$

y sustituyendo las coordenadas cartesianas por las polares:

$$u = \rho \cdot \cos(\theta) \tag{1.6}$$

$$v = \rho \cdot \sin(\theta) \tag{1.7}$$

La transformada bidimensional inversa de Fourier la podemos escribir como sigue:

$$f(x,y) = \int_{0}^{+2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\rho,\theta) e^{j2\pi\rho[x\cos(\theta)+v\sin(\theta)]} \rho d\rho d\theta \tag{1.8}$$

Utilizando el siguiente cambio $t = x\cos(\theta) + v\sin(\theta)$ y por simetrías obtenemos:

$$f(x,y) = \int_{0}^{+\pi} \left[ \int_{-\infty}^{+\infty} F(\rho,\theta) |\rho| e^{j2\pi\rho t} d\rho \right] d\theta \tag{1.9}$$

Si consideramos el término de la integral $F(\rho,\theta)$ como la transformada unidimensional de la proyección sufrida por un haz de radiación a un ángulo dado $S_\theta(\rho)$, obtenemos:

$$f(x,y) = \int_{0}^{+\pi} \left[ \int_{-\infty}^{+\infty} S_\theta(\rho) |\rho| e^{j2\pi\rho t} d\rho \right] d\theta \tag{1.10}$$

Esta integral puede expresarse también como:

$$f(x,y) = \int_{0}^{\pi} [P_\theta(t) * h(t)] d\theta \tag{1.11}$$

Esta ecuación representa una operación de convolución (filtrado), donde la respuesta en frecuencia del filtro es $H(\rho) = \mid \rho \mid$. El resultado de esta convolución se conoce por ello como proyección filtrada. La suma de las diferentes proyecciones filtradas (una por cada h ) permiten estimar así la imagen f(x, y). De este modo, se puede calcular la imagen *f(x,y)* mediante la contribución de todas las proyecciones.

## 1.6. Alcance y Objetivo de la Presente Tesis

El aumento de la esperanza de vida tiene como consecuencia un aumento en la incidencia de trastornos del sistema vascular, que puede presentar graves enfermedades como los aneurismas, las disecciones y demás.

Sin embargo, actualmente no existe tanto en la literatura científica como en el ámbito hospitalario un sistema automático que determine no sólo la existencia o no de esta enfermedad, sino que permita la reproducibilidad de los resultados con el fin de poder establecer así un seguimiento clínico fiable de los pacientes. El seguimiento de esta enfermedad es de gran importancia ya que en caso de ruptura de la aorta un porcentaje muy elevado de los pacientes no sobrevive. Además este seguimiento determina la posible intervención quirúrgica. Por este motivo hemos establecido como objetivo de esta tesis el desarrollar un sistema automático que detecte esta enfermedad.

Históricamente, existe una cierta dificultad tanto para segmentar de forma completamente automática la región ascendente [43][44] como para dotar al sistema de una inicialización que no dependa del especilista. Por estas razones, los métodos comerciales destinados al análisis de la aorta son semiautomáticos y requieren gran interacción por parte del especialista, lo cual implica un consumo de tiempo elevado y poca reproducibilidad. Además, esta interacción puede implicar la incorrecta medición de los diámetros. Esto puede conllevar un incorrecto diagnóstico médico ya que no todos los centros clínicos tienen capacidad de disponer de un especialista vascular, con el consiguiente peligro para la vida del paciente.

Por lo tanto, el objetivo de esta tesis reside en el el diseño, desarrollo y evaluación clínica de un sistema automático que obtiene la segmentación de la aorta y su posterior caracterización. Además se ha realizado una validación clínica que demuestra la fiabilidad de los métodos de segmentación y cálculo de diámetros desarrollados.

Las aportaciones del sistema desarrollado pueden resumirse principalmente en los siguientes puntos:

- En cuanto a la visualización, se puede observar la segmentación de la aorta torácica permitiendo una planificación terapéutica que puede ser de gran utilidad para el cirujano ya que se puede visualizar su morfología.
- La caracterización de la aorta ofrece un resultado reproducible de los diámetros normales en las distintas secciones (aorta ascendente, arco aórtico y aorta descendente), independientemente de la preparación del especilista.
- Por último, disponer de un sistema automático de análisis, permite examinar los distintos casos clínicos de forma *off line*, reduciendo así la carga de trabajo del radiólogo.

## 1.7. Resumen de la Tesis

En el **Capítulo 2** se realizará un breve resumen de las plataformas de visualización actuales, y se describirá en profundidad la plataforma de visualización y procesado de imagen sobre la cual ha sido desarrollado el trabajo de investigación, explicando las características y funcionalidades que dispone, así como la arquitectura utilizada en el desarrollo de la misma.

En el **Capítulo 3** se explica el proceso de segmentación de la aorta torácica, el cual, consta de varias etapas. La primera de ellas es la etapa de detección de la aorta, que es utilizada como punto de inicialización para la segmentación. Este proceso de segmentación de la aorta consistió en el desarrollo de un método híbrido de segmentación que utiliza un crecimiento regional volumétrico y un algoritmo basado en *level set*, los cuales se aplica en distintas secciones de la aorta.

El **Capítulo 4** está basado en la descripción del método desarrollado para la caracterización de la aorta. Esta caracterización se basa en el cálculo de los diámetros máximos de la aorta torácica a partir de la segmentación realizada previamente. El algoritmo de caracterización está formado por varias etapas de cálculo y se caracteriza por el uso de análisis de componentes principales para calcular dichos diámetros en el plano normal del vaso y muestra las ventajas frente a los métodos tradicionales de medida. En este capítulo también se realiza un experimento para comprobar la invarianza rotacional del método desarrollado mediante la utilización de un *phantom* diseñado expresamente para este fin.

La validación del proceso de segmentación se describe en el **Capítulo 5**. Esta validación ha sido realizada gracias a la colaboración de dos radiólogos que han hecho cada uno una segmentación manual que ha sido utilizada como *gold standard* para comparar los resultados obtenidos con el método propuesto. Esta validación ha sido llevada a cabo sobre una serie de casos clínicos obtenidos en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela (*CHUS*).

En el **Capítulo 6** se describe la validación del método de caracterización propuesto mediante la comparación de los resultados con un método comercial utilizado actualmente en el *CHUS* (*VesselIQT M XpressX − Ray commercial software (General Electric. Milwaukee, USA*).

Finalmente son presentadas las conclusiones finales de la tesis en el **Capítulo 7**.

Capítulo 2

# Sistemas de Visualización de Imagen

En la actualidad y como ya se ha comentado anteriormente, la imagen médica como medio diagnóstico es realmente fundamental, prueba de ello es el gran avance realizado en los últimos años en el diagnóstico asistido por computador [45]. El avance en las técnicas de adquisición de datos, las cuales nos permiten hoy en día tener una alta calidad de imagen, y el desarrollo de librerías gráficas cada vez más sofisticadas facilitan el desarrollo de programas especializados tanto en la visualización como en el procesado de imagen. Esta visualización también puede ir más allá del simple diagnóstico médico. De hecho en la actualidad representa una herramienta de vital importancia para el propio pre-operatorio.

Existe una gran cantidad de software desarrollado en el mercado a disposición de clínicas y hospitales con la finalidad de permitir la visualización y tratamiento de las imágenes médicas. Sin embargo este gran desarrollo comercial también ha propiciado una alta especialización de este tipo de software. Es decir, cada plataforma de visualización desarrollada está enfocada hacia un tipo de imagen médica, ya que existe software especializado tanto en regiones anatómicas como en modalidades de imagen. A continuación se muestra una breve descripción de las plataformas de visualización más utilizadas en los últimos años:

- *Gimias*: Gimias soporta distintas modalidades de imagen con el fin de visualizar datos médicos en *2D* y *3D* y tiene varias salidas entre las que se encuentran los formatos *Analyze*, *Nifty*, *vtk*, *dicom* o *stl*. Las características principales de este sistema es que posee herramientas de segmentación y tiene la posibilidad de reconstruir planos en distintas orientaciones. Sus últimos desarrollos se han realizado en el ámbito de imagen cardíaca [46].
- *3D Slicer*: Esta plataforma de visualización especializada en imagen médica desarrollada como un proyecto de tesis entre el laboratorio de planificación quirúrgica de *Brigham* y el laboratorio de inteligencia artificial del *MIT* en *1998*, pemite la renderización de volumenes, a la vez que se pueden realizar segmentaciones mediante la intervención del usuario. La visualización de datos

*4D* también es una característica de este visor. También permite el desarrollo de la plataforma mediante *plugins*.

– *ImageJ*: es una de las aplicaciones open source más reconocidas de procesamiento de imágenes digitales [47]. Ofrece un conjunto de herramientas para visualización y manipulación interactiva de imágenes. Permite la incorporación de nuevos componentes de software. Está desarrollado en Java y puede ser ejecutado en diferentes plataformas sin requerir modificaciones.

– *Osirix*: Es la plataforma de visualización más conocida en el ámbito médico y en los últimos años se está generalizando su uso entre el personal médico [48]. *Osirix* es un software open source que permite además de reconstrucciones multi-planares (*MPR*) o reconstrucciones *3D*, recibir imágenes transferidas mediante el protocolo de comunicación *DICOM* desde cualquier *PACS* o ser a su vez una estación *PACS DICOM*. *Osirix* está construido según una arquitectura integralmente expandible por plug-ins, lo cual permite a cada usuario agregar funcionalidades según sus necesidades. Sin embargo el hecho de que esté desarrollada en *Cocoa* limita su uso exclusivo para sistemas basados en *Mac Os X*.

## 2.1. Desarrollo de Plataforma de Visualización

Con el fin de reconstruir, visualizar y procesar cualquier tipo de imagen, ya sea de origen médico o industrial, se ha desarrollado una plataforma de visualización (Figura 2.1) [49] propia en *C++* que ha servido de soporte para el desarrollo de esta tesis. El interfaz gráfico de usuario (GUI) está desarrollado en *Qt*, y ha sido utilizado *Vtk* para las herramientas de navegación *3D* e *Itk* en algunos desarrollos de procesado de imagen. El software es multiplataforma y está disponible en *32* ó *64* bits. El objetivo principal fue orientar la aplicación a un desarrollo modular y multiplataforma que permita el crecimiento de la misma en forma de *plugins*.

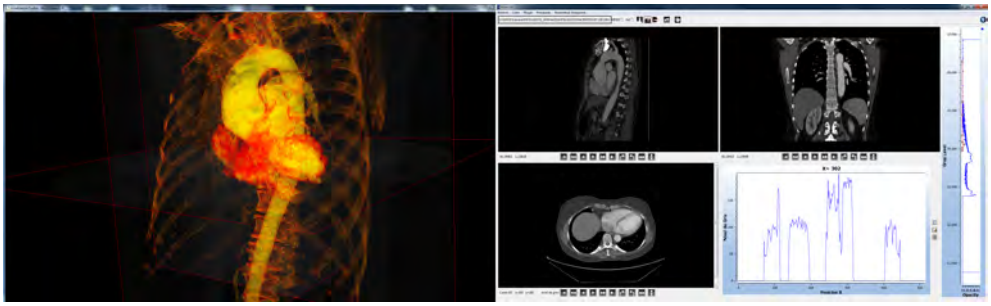


**Figura 2.1:** Plataforma de visualización desarrollada para la reconstrucción y procesamiento de imágenes.

### 2.1.1. Funcionalidades

- *Reconstrucción*: entre las funcionalidades de esta plataforma destaca la reconstrucción de imágenes a partir de los datos en bruto, obtenidos mediante un *CT* o un *CBCT* (Cone Bean Computed Tomography). Las reconstrucciones de estos sinogramas son llevadas a cabo mediante el algoritmo de retroproyección filtrada explicado anteriormente, y puede ser realizado en la totalidad de los datos o en una región de interés que se quiera seleccionar (en el caso del *CBCT*). Por otra parte en la reconstrucción son aplicables distintos filtros que puede elegir el usuario, algunos de ellos específicos para defectos del *CT* como el endurecimiento del haz, que se produce en presencia de piezas metálicas.
- *Paletas de Color*: Esta herramienta aunque muy básica es de gran utilidad ya que facilita la visualización de ruido en la imagen; la diferenciación de regiones con niveles de gris similares, etc...
- *Vistas*: Las principales vistas para cualquier tipo de visor básico, y sobre todo en lo referido a visualizadores de imagen en ámbito médico son las vistas axial, sagital y coronal. Cada una de estas ventanas tiene un pequeño menú de navegación propio. Por otra parte todas las funcionalidades del visor pueden ser aplicadas de forma independiente en cada una de estas ventanas.
- *Formatos I/O*: La visualización de imágenes médicas hace obligado la lectura en formato *DICOM*. Con la lectura *DICOM* se hace posible la adquisición de diferentes modalidades de imagen (*CT*, *DR*, *MRI*...). Además este formato es utilizado también en el ámbito industrial a la hora de adquirir imágenes radiológicas (*DICONDE*). La plataforma permite además la lectura en otros formatos, como *tiff*, *Analyze* o formatos propios desarrollados en el ámbito de diferentes proyectos.

  Es de resaltar el formato stl (Figura 2.2) ya que de este modo se hace posible exportar imágenes de *CT* con la ventaja de poder modificar el número de triángulos que forman la malla de la superficie del objeto y reduciendo los detalles de la misma y el tamaño del fichero exportado.
- *Plot/Histograma*: Permite la creación de gráficos en los que se puede observar la variación del nivel de gris de la imagen en la posición y orientación seleccionadas. También se ha desarrollado esta herramienta de visualización en *3D*, de esta manera se puede realizar un ploteado tridimensional de la imagen o de la región de interés seleccionada por el usuario, observando de este modo la variación de los niveles de gris en la superficie seleccionada. Además se puede ver el histograma de la imagen visualizada o bien del volumen de datos almacenados en memoria.
- *ROI*: La región de interés (*ROI*), permite la selección de la región para posteriormente analizarla, visualizarla en *3D* o incluso reconstruirla.
- *Window-Level*: Fundamental en el ámbito médico es la herramienta de *Window-Level* (Figura 2.3). Dependiendo de la modalidad de imagen utilizada, esta será almacenada con más o menos

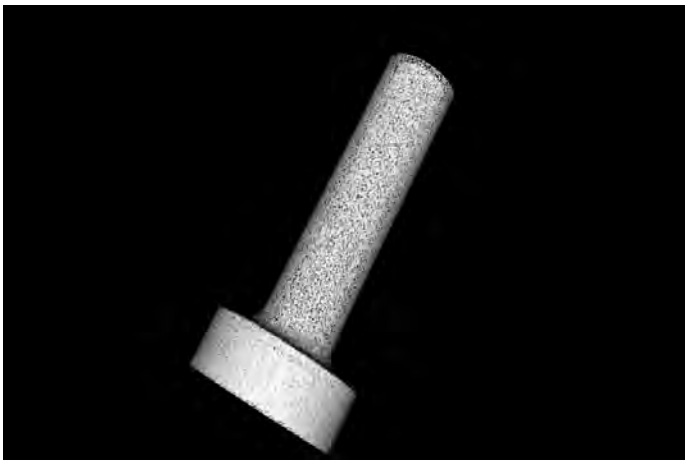


**Figura 2.2:** Ejemplo de malla en una superficie para la exportación de archivos *STL*.

información. Una imagen adquirida con fluoroscopía será almacenada con *1.024* valores distintos ya que cada píxel necesita de *10 bits* para ser almacenado, o en el caso de la tomografía donde son necesarios *4.096* valores distintos de nivel de gris, es decir *12 bits*. Por lo tanto en el ámbito del procesado digital de imagen médica se hace necesario trabajar al menos con *2 bytes*, por lo que disponemos de *65.535* valores de nivel de gris. Sin embargo se hace imposible visualizar toda esta información en un display al mismo tiempo ya que solo puede representar *8* bits por canal. El uso de *Window-Level* permite a los radiólogos visualizar cada órgano o tejido con buen contraste sin perder información. Para ello se realiza una transformación lineal de la región a observar a los *8* bits que permite visualizar un display convencional. La visualización de la imagen mediante la utilización de *Window-Level* puede ser de gran utilidad si esta herramienta es utilizada en combinación con la visualización *3D* ya que permite observar distintos tejidos según la necesidad (Figura 2.4).

– *Plugins*: El desarrollo de la plataforma y su orientación hacia la construcción mediante *plugins* permite que cualquier programador ajeno a la plataforma pueda ir añadiendo las funcionalidades que necesite. Por lo tanto facilita la programación y de este modo el avance y construcción de software.

– *Navegación 3D*: Los exámenes médicos virtuales se están desarrollando en los últimos años y son cada vez más frecuentes (Figura 2.5), como es el caso de las colonoscopias virtuales. La colonoscopia virtual o colonografía TC es una técnica de diagnóstico por imagen no invasiva que permite detectar tumores y pólipos colo-rectales mediante la reconstrucción en tres dimensiones

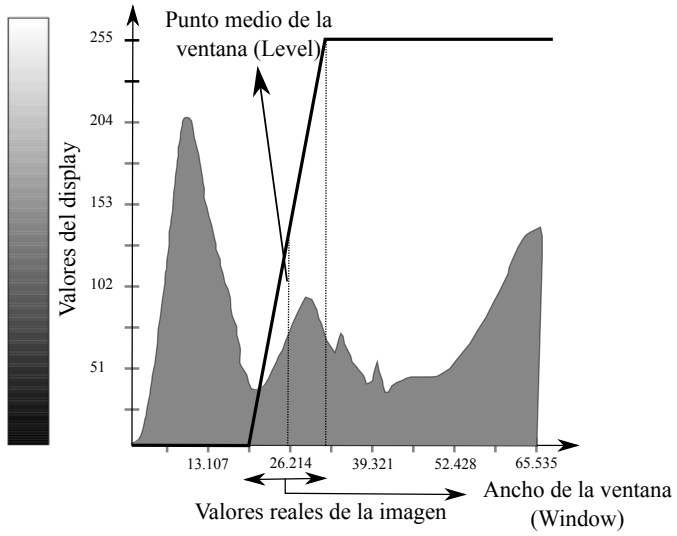



**Figura 2.3:** Transformación lineal del Window-Level para realzar el contraste.

de las imágenes adquiridas en un *CT*. Sin embargo este tipo de análisis se puede generalizar a cualquier tejido u órgano realizando la reconstrucción correspondiente.

Todas estas funcionalidades están desarrolladas tanto para los datos originales de la imagen como para cualquier etapa del flujo de trabajo en la cual ya se ha procesado la imagen.

### 2.1.2. Arquitectura del Software

De manera aproximada la arquitectura utilizada en el desarrollo de esta plataforma de visualización puede aproximarse a los componentes del patrón Modelo-Vista-Controlador (*MVC*), el cual se pueden definir como se muestra en la Figura 2.6. En *MVC* cada elemento tiene tres partes:

- *Modelo*: Contiene los datos y la funcionalidad de la aplicación. En este caso está caracterizado por el tipo de almacenamiento de los datos. También puede contener algoritmos. Por lo tanto esta parte también comprende todo el procesamiento que se realiza sobre los datos.
- *Vista*: Gestiona como se muestran esos datos. Es decir, es la propia ventana de visualización con las distintas vistas y la navegación *3D*.
- *Controlador*: Determina qué modificaciones hay que hacer en el modelo cuando se interacciona con la vista.

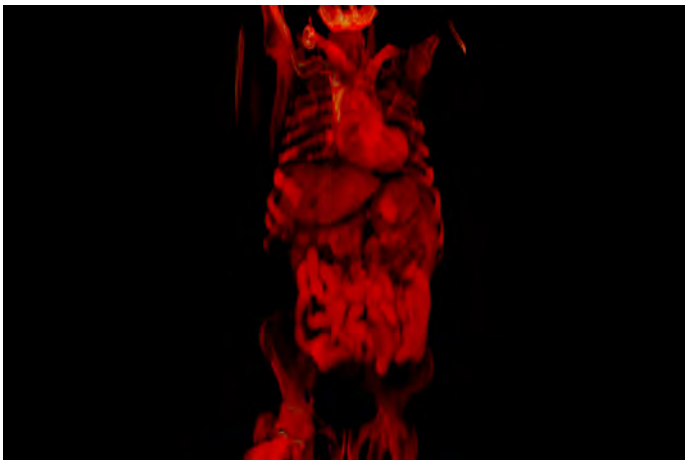


**Figura 2.4:** Visualización *3D* de distintos tejidos.

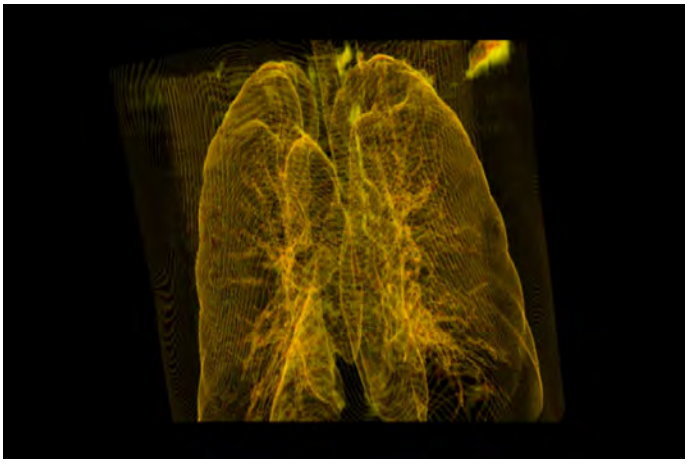


**Figura 2.5:** Herramienta de visualización y navegación 3D.

El flujo de control de estas tres partes se caracteriza por los siguientes pasos que se muestran a continuación:

– *El usuario realiza una acción en la interfaz.*
– *El controlador trata el evento de entrada que previamente se ha registrado.*

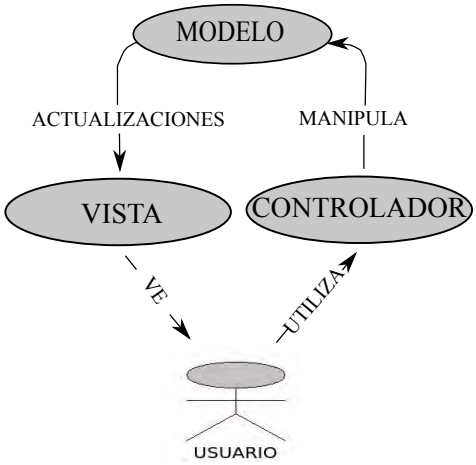



**Figura 2.6:** Modelo Vista Controlador utilizada en la plataforma de visualización.

- *El controlador notifica al modelo la acción del usuario, lo que puede implicar un cambio del estado del modelo (si no es una mera consulta).*
- *Se genera una nueva vista. La vista toma los datos del modelo y el modelo no tiene conocimiento directo de la vista.*
- *La interfaz de usuario espera otra interacción del usuario, que comenzará otro nuevo ciclo.*

La arquitectura del software también se puede observar en el diagrama de clases que se muestra en la figura 2.7, dicha arquitectura tiene como bloques fundamentales una clase destinada al *interface* que está prácticamente construido en su totalidad con las librerías gráficas *Qt*. Esta clase corresponde con la clase *Visualizador* y tiene su equivalente en el patrón MVC con la Vista. Existe también una clase destinada al control de cada una de las vistas del visor.

El control del proceso de la visualización *3D* que se puede observar en la Figura 2.8, está regido por las clases *VolumenTransparencia* y *VolumenContorno*. Estas clases extraen todas las imágenes a visualizar de la clase *Cubo* para posteriormente transformarlas una a una a un formato adecuado para visualizar en *3D*. Además la relación de la visualización *3D* con la gestión de los cortes individuales permite por otra parte el control de cada una de las vistas *2D* desde la visualización *3D*.

La información entra al sistema mediante caminos que transforman los datos externos a una forma interna y se identifica como flujo entrante. Los datos entrantes pasan a través de un proceso de transformación, esto es debido a que en una plataforma de visualización y análisis de imagen los datos tienen que ser procesados en cada etapa. Por lo tanto el flujo de datos global ocurre de forma secuencial como se puede observar en la Figura 2.9, por lo que la arquitectura en *pipeline* (basada en filtros) consiste en

ir transformando un flujo de datos en un proceso comprendido por varias fases secuenciales, siendo la entrada de cada una la salida de la anterior.

De este modo se puede observar en el diagrama de clases como el proceso de transformación de los datos sigue también un flujo secuencial (Figura 2.10). Los datos son extraídos y procesados de forma independiente en cada una de las vistas para mostrarlas a continuación a traves de la clase *Visualizador*, posteriormente los cambios son almacenados en el *buffer* para un procesamiento posterior mediante la ayuda de la clase *Cubo* la cual realiza la función de modelo desde el punto de vista del patrón *MVC*.

Como se ha mencionado anteriormente los datos entrantes pasan a través de un proceso de transformación, moviéndose a través de caminos que conducen hacia la salida del software, pudiendo recuperar los datos de entrada en cualquier punto del flujo de datos. El flujo saliente transforma la información interna en externa.

Por lo tanto, el software provee un entorno de trabajo que simplifica y abstrae al desarrollador en la tarea de incorporar nuevos algoritmos, que podrán ser agregados a la aplicación de forma dinámica. La herramienta para la conversión a partir de imágenes no estandarizadas, permite incorporar también imágenes *no-DICOM* a la aplicación. Desde el punto de vista del usuario final, la aplicación permite consultar y visualizar estudios y series de estudios mediante el visualizador *2D*, desde el cual se pueden ejecutar diferentes procesamientos y algoritmos. Por otro lado, los *plugins* constituyen extensiones del *framework* que permiten añadir nuevas funcionalidades con objeto de crear aplicaciones basadas en imagen para un propósito específico. Además, el visualizador *3D* permite la visualización de objetos tridimensionales generados a partir del procesamiento de las series de imágenes. El diseño de una interfaz de usuario simple e intuitiva optimiza el entorno del usuario y simplifica la capacitación de los profesionales de la salud en la utilización de la aplicación, facilitando la realización de pruebas de campo dentro de las instituciones hospitalarias, sin requerir de adaptaciones complejas o costosos entrenamientos.

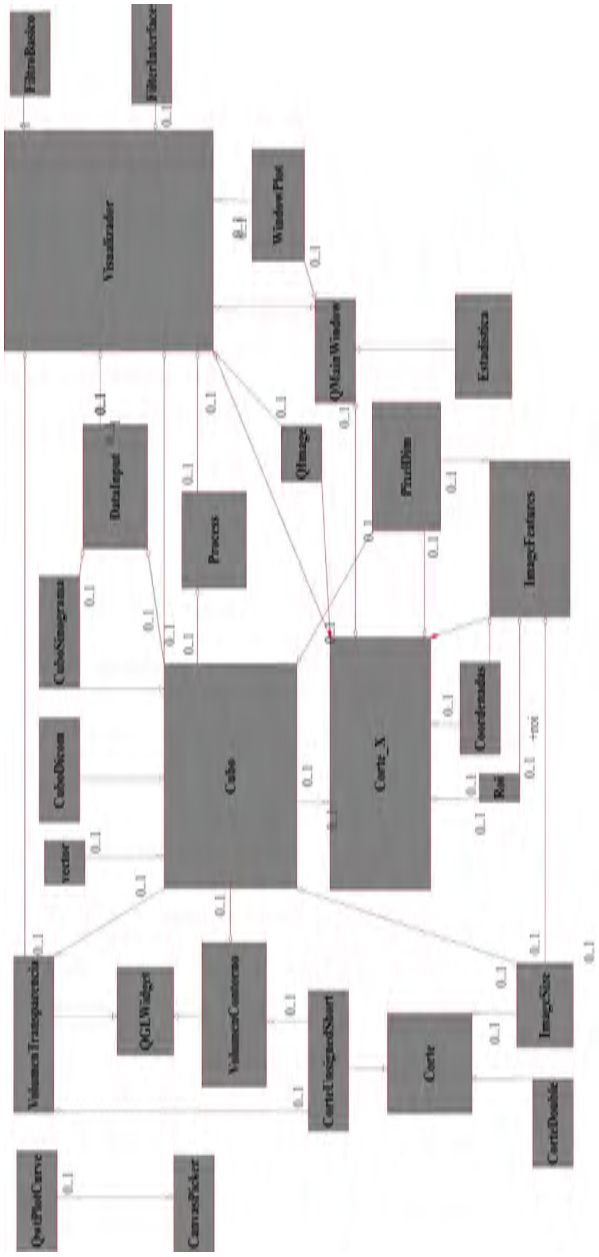



**Figura 2.7:** Diagrama de clases de la plataforma de visualización.

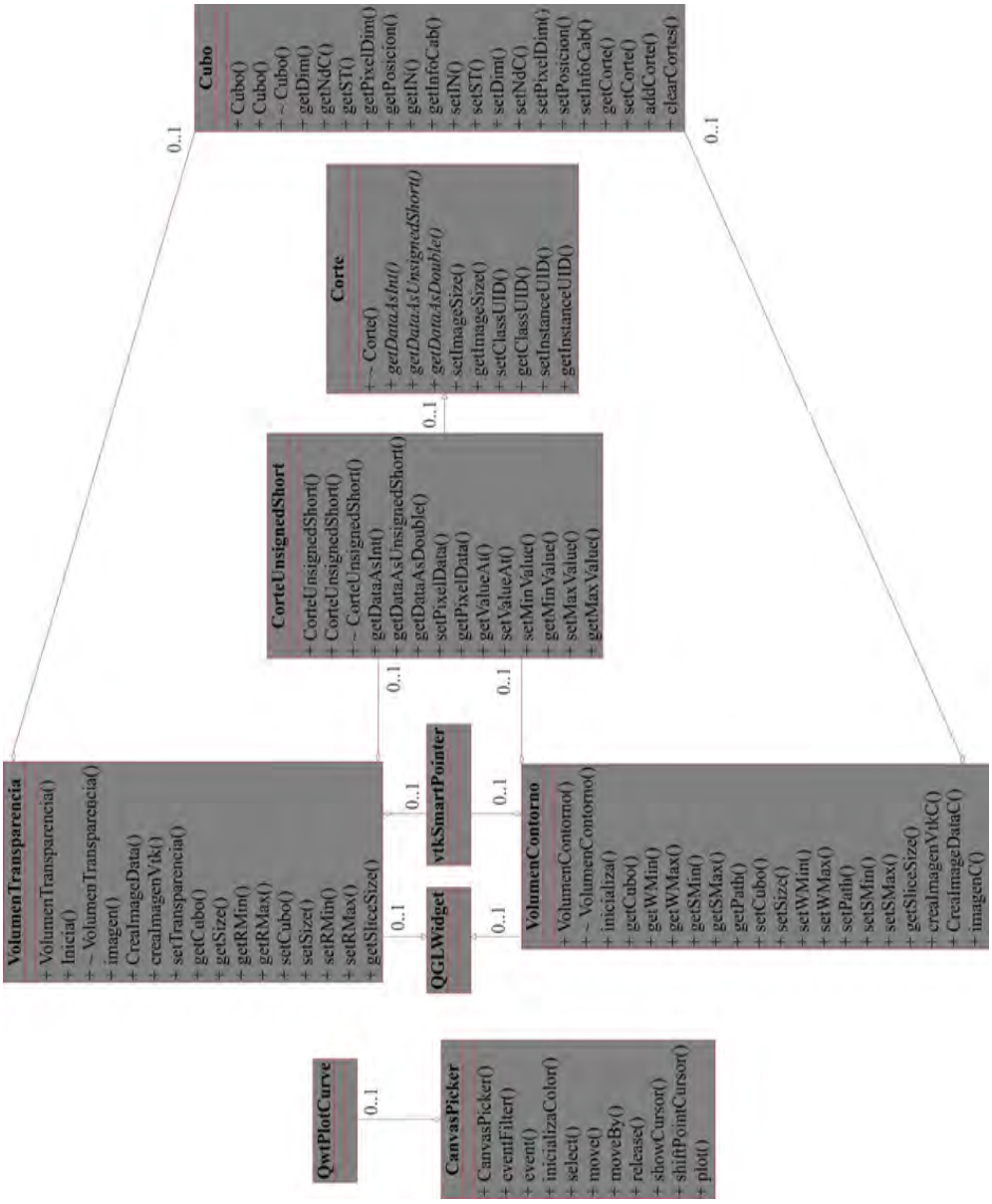



**Figura 2.8:** Diagrama de clases de la plataforma en la visualización de volúmenes.

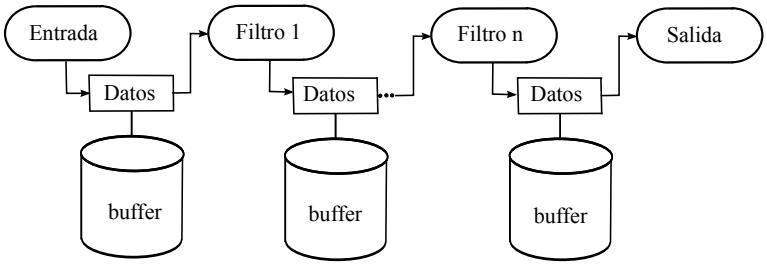



**Figura 2.9:** Flujo de datos.

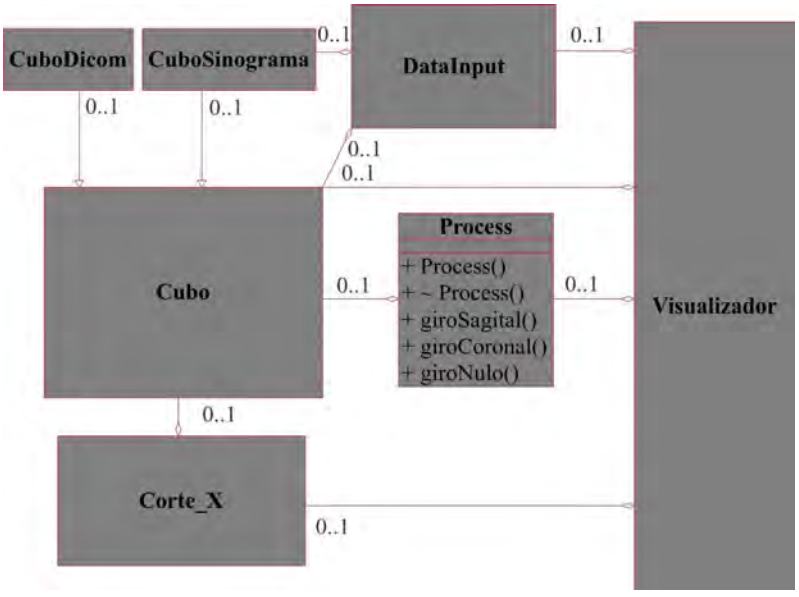



**Figura 2.10:** Diagrama de clases que intervienen durante el proceso de transformación de la plataforma de visualización.

Capítulo 3

# Segmentación de la Aorta

## 3.1. Introducción

La segmentación de la aorta torácica supone un desafío importante debido a sus especiales características anatómicas. La principal limitación es el hecho de estar en contacto íntimo con el corazón, sobre todo en lo que se refiere a la raíz aórtica. El uso de contraste facilita en gran medida la segmentación de la aorta en las secciones descendente y el arco aórtico, siendo una tarea que se puede realizar mediante el uso de técnicas sencillas de procesado de imagen, tales como el crecimiento regional [50]. Aún así existe, un cierto grado de dificultad asociado con la segmentación de la aorta a lo largo de su región ascendente, debido a lo complejo de su morfología. Específicamente, la aorta está conectada al corazón, que se llena con sangre. Esto hace que el límite entre el corazón y la propia aorta sea indistinguible [51]. Esto no sólo afecta al problema de desarrollar un algoritmo de segmentación automática, sino que también afecta a los médicos especialistas, en la medida en que llevar a cabo una segmentación manual requiere una considerable inversión de tiempo por su parte.

La segmentación de la aorta puede ser de utilidad, tanto para el diagnóstico como para la planificación de una intervención (Figura 3.1). Para diagnóstico proporciona al radiólogo vascular una herramienta útil para el estudio de un segmento arterial complejo con una significativa reducción del tiempo de estudio. Además permite también a los radiólogos no vasculares llevar a cabo esta tarea. De este modo este tipo de estudios podrían ser llevados a cabo en hospitales que no tengan radiólogos vasculares. Para la planificación terapéutica, la segmentación facilita el trabajo del cirujano por adelantado ya que obtiene información morfológica adicional con la cual puede llevar a cabo estratégias terapéuticas más precisas. Entre las tareas de planificación, la segmentación ayuda en $(i)$ la determinación de si la cirugía es indicada, $(ii)$ el cálculo de las dimensiones de la región afectada, y $(iii)$ el diseño de la propia estrategia terapéutica, estimando la posibilidad de realizar una intervención endovascular o decantarse por cirugía abierta. En el caso de la colocación de una prótesis, la precisa medición del diámetro del

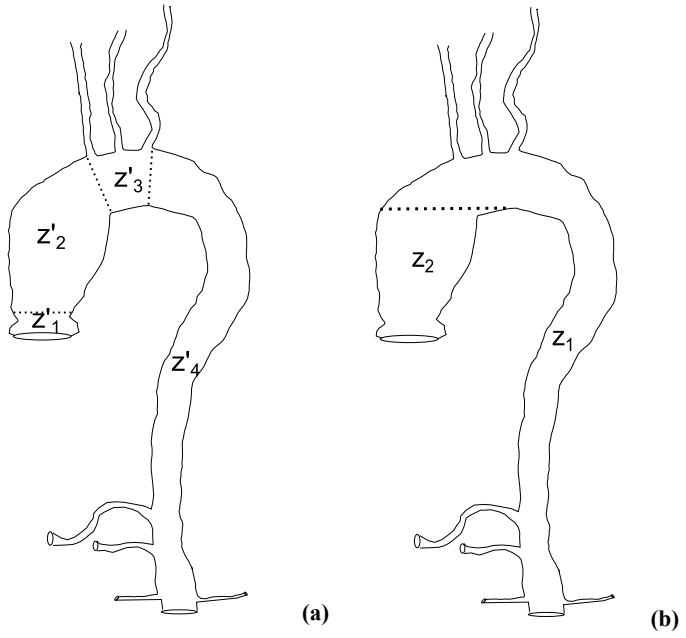



**Figura 3.1:** (a) Regiones establecidas clínicamenente de la aorta torácica. La figura incluye los troncos supra-aórticos (tronco braquiocefálico, arteria subclavia izquierda y arteria carótida común izquierda y los troncos viscerales (arterias renales, tronco celíaco y arteria mesentérica superior). (b) Regiones de la aorta torácica segmentadas usando el método automático.

vaso es fundamental para la indicación, y para la selección y la liberación de la endoprótesis vascular. Finalmente, si la cirugía abierta es la indicada, se necesita precisión en la determinación de los límites de la zona a tratar.

Existe en la literatura una variedad de métodos de segmentación de aorta. Wink *et al.* [52] propone un método basado en determinar la línea central del vaso, con la finalidad de estimar su frontera. Para ello, seleccionan un punto situado en el interior del vaso, dado por el operador, y usan un filtro tipo gradiente para buscar en diferentes direcciones variaciones de la intensidad. Otros autores han desarrollado métodos basados en la idea del *volume raycasting* [53] [54]. En estos casos, se necesitan dos puntos iniciales de la línea central, y la principal limitación es la sensibilidad al ruido. Bruijne *et al.* [55] describieron un método basado en modelos de contornos activos para la segmentación de estructuras tubulares en imágenes médicas. Fue obtenido un solapamiento del 95% en *21* casos cuando se compararon los volúmenes obtenidos mediante ambos métodos, manual y computacional. La segmentación basada en este modelo tiene la ventaja de ser capaz de llevarse a cabo incluso en áreas en las que no existe el contorno o está borroso. De este modo, Friman *et al.* [56] obtiene reconstrucciones de las arterias coronarias

en *32* pacientes. La superposición o solapamiento con la segmentación realizada por un radiólogo fue de 98,7 %. Sin embargo, la creación de esos modelos *3D* está limitada por la variabilidad de la base de datos. Finalmente, Subasic *et al.* [57] ha introducido un método que permite segmentar el interior y exterior de la pared de la aorta abdominal. Este médodo está basado en el uso de *level set* y utiliza conocimiento a priori de la forma de la aorta con el fin de establecer diferentes criterios de parada. Se compararon las áreas obtenidas tanto en el caso manual como en el método computacional en *12* pacientes examinados en un *CT*. El coeficiente de correlación de *Pearson* (*CCP*) obtenido fue de *0,97*. Sin embargo, este método requiere la intervención del operador, como en el método de segmentación propuesto por Wu *et al.* [58] basado en la evolución de los *level set*. Nuestro estudio se centra en desarrollar un método completamente automático para la segmentación de la aorta torácica en imágenes obtenidas mediante *CTA*. La inicialización es automática y utiliza la transformada de *Hough* en el corte más caudal de cada caso con el fin de localizar la posición de la aorta. Utilizando la posición anterior como un punto semilla, se implementa un crecimiento regional volumétrico, el cual segmenta la aorta descendente, el arco aórtico, y una porción de la aorta ascendente y los troncos supra-aórticos (sección $Z_1$ en la Figura 3.1b). La región restante de la aorta ascendente (sección $Z_2$ en la Figura 3.1b) es segmentada corte a corte utilizando *level set*.

## 3.2. Método

El método propuesto [59] es completamente automático y está basado en imágenes de *CTA* obtenidas de pacientes a los cuales se le ha inyectado contraste. La Figura 3.2 describe el método en cuatro pasos básicos. La inicialización utiliza la transformada de *Hough* en el corte más caudal de cada caso con el fin de localizar el área de la imagen correspondiente a la vasculatura. En las coordenadas del centro de esta región se aplica un crecimiento regional volumétrico para segmentar la aorta descendente, el arco aórtico, y una parte de la aorta ascendente y de los troncos supra-aórticos (sección $Z_1$ en la Figura 3.1b). La porción restante de la aorta ascendente (sección $Z_2$ en la Figura 3.1b) se segmenta mediante la aplicación de un algoritmo basado en *level set*.

### Inicialización

El proceso de segmentación comienza en el corte más caudal de la aorta descendente incluído en el estudio. En esta área, la forma aproximada de la aorta es un círculo. La transformada de *Hough* permite encontrar formas preestablecidas en la imagen y puede ser descrita como la transformación de un punto dado en el plano en un espacio de parámetros. La transformada es utilizada en el procesado de todo el conjunto de la imagen, y es robusto en presencia de ruido o discontinuidades. En este caso específico, el parámetro de espacio está caracterizado por las expresiones correspondientes a las curvas paramétricas

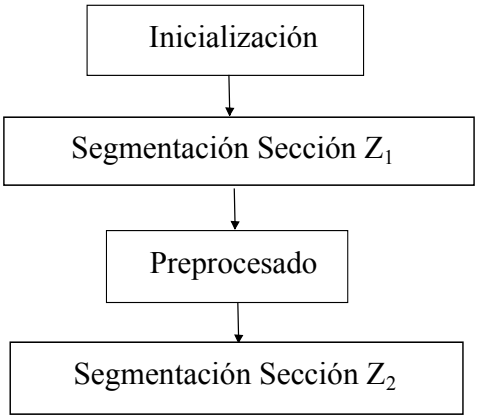



**Figura 3.2:** Diagrama de flujo de los pasos esenciales en la segmentación de la aorta torácica.

del círculo. Por lo tanto, el espacio de parámetros es tridimensional, correspondiente a la posición del círculo, $(x_0, y_0)$, y el radio, $r$.

Para calcular la imagen en el espacio de parámetros ($H$), utilizamos la convolución de la imagen del corte basal ($G$) con una máscara circular ($K$) de radio $r$, donde:

$$H = G \otimes K \tag{3.1}$$

El radio de la máscara circular ($r$) oscila entre un radio mínimo y un radio máximo preestablecido para todos los casos. La aplicación de esta técnica permite obtener de forma automática el círculo que representa la aorta en este primer corte (Figura 3.3). Basado en este resultado, se puede entonces obtener las coordenadas del círculo que se utilizarán para inicializar el algoritmo.

### Segmentación de la Sección $Z_1$

Las coordenadas calculadas en el paso anterior se usan como punto semilla para la aplicación de la técnica de crecimiento regional volumétrico. Las regiones comienzan a crecer a partir de este punto semilla y los puntos adyacentes se añaden dependiendo del criterio de adhesión; en este caso, el criterio fue la media de los píxeles vecinos. Este crecimiento regional volumétrico consiste en el uso de los 17 píxeles vecinos correspondientes al corte anterior y actual (Figura 3.4) para el cálculo de la media y la varianza. Esta 17−conectividad restringe el crecimiento regional en un sentido del eje $Z$, y de este modo evita la segmentación de la aorta ascendente y consecuentemente del corazón. El criterio para añadir un nuevo punto, $p$, de coordenadas $(x, y, z)$ a la región segmentada es:

$$p(x, y, z) \leq media \pm \sqrt{varianza} \tag{3.2}$$

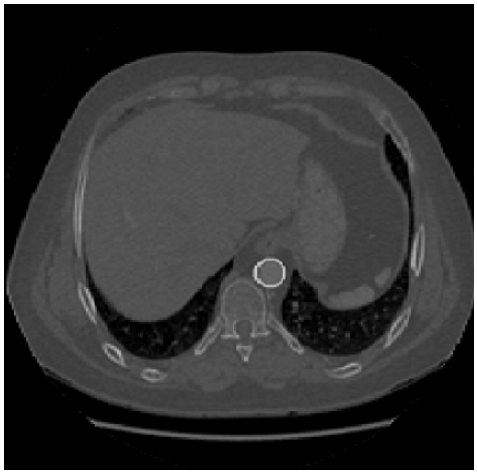


**Figura 3.3:** Inicialización en el último corte mediante la transformada de *Hough*.

Los valores correspondientes a la media y la varianza son actualizados en cada iteración. Con el uso de este algoritmo se puede segmentar la aorta descendente, el arco aórtico y una porción de la aorta ascendente.

### Preprocesado

La transición de la sección $Z_1$ a la sección $Z_2$ está caracterizada, en términos de imagen, por el incremento repentino del tamaño de la región segmentada en el corte axial correspondiente. De este modo la región obtenida puede ser aproximada a una elipse (Figura 3.5), en la cual uno de los focos será utilizado para inicializar la segmentación de la sección $Z_2$.

Con el fin de prevenir cualquier desbordamiento de la región segmentada, debido a la conexión entre la aorta ascendente y el corazón, la segmentación de la región $Z_2$ utiliza el método de *level set* en lugar de la técnica de crecimiento regional. Para la aplicación de este algoritmo de segmentación se hace necesaria una etapa de preprocesado introducida previamente. Esto es esencial tanto para mejorar los bordes de la imagen como para, al mismo tiempo, eliminar las zonas no homogéneas de la imagen que podría conllevar una mala segmentación. Para lograr esto se aplican consecutivamente tres filtros, difusión anisotrópica, gradiente y umbralización (Figura 3.6). El filtro de difusión anisotrópica se aplica para reducir el ruido en la imagen y homogeneizarla en áreas que tienen un nivel de gris similar preservando los bordes [60]. El método está basado en el uso de la ecuación de difución anisotrópica propuesto por Perona y Malik [61]:

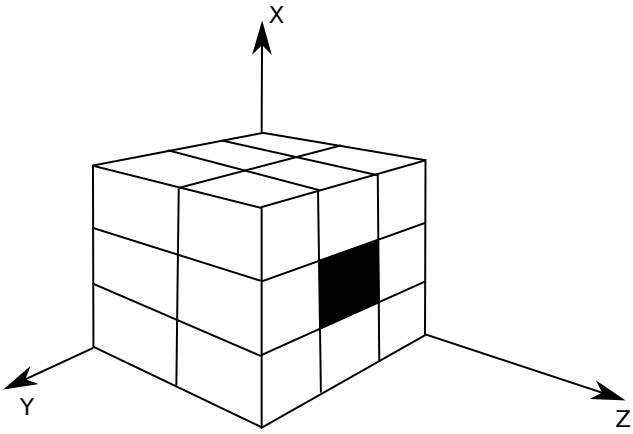



**Figura 3.4:** Los 17 píxeles vecinos considerados en la técnica de crecimiento regional volumétrico.

$$f_t = \mid \bigtriangledown f \mid \bigtriangledown \cdot c(\mid \bigtriangledown f \mid) \frac{\bigtriangledown f}{\mid \bigtriangledown f \mid} \tag{3.3}$$

donde $f = f(x,y,t)$ y $f(x,y,0) = I(x,y)$ es la imagen de entrada. El término $c(\mid \bigtriangledown f \mid)$ es llamado conductancia y toma la siguiente forma:

$$c(\mid \bigtriangledown f \mid) = \bigtriangledown \cdot \frac{\bigtriangledown f}{\mid \bigtriangledown f \mid} \tag{3.4}$$

La conductancia actúa en las zonas de la imagen en las cuales el gradiente es mayor. El efecto del suavizado en estas áreas es de este modo reducido. Para identificar las paredes del vaso en la imagen, la salida del filtro de difusión anisotrópica se usa como la entrada en el filtro de gradiente. Para este fin, la imagen de entrada del filtro es convolucionada con la primera derivada de un filtro gausiano. Por último, la imagen de salida del filtro de bordes es usada como la entrada de un filtro de umbralización. Esto consiste en una transformación no lineal que toma la siguiente expresión:

$$I^{'}(x,y) = Max - Min \cdot \frac{1}{\left[1 + e^{-(\frac{I(x,y)-\beta}{\alpha})}\right]} \tag{3.5}$$

donde $I$ es la intensidad del píxel de entrada, $I_0$ es la intensidad del píxel de salida, y los parámetros $\alpha$, $\beta$, $Max$ y $Min$ son preestablecidos con el mismo valor para todas las imágenes.

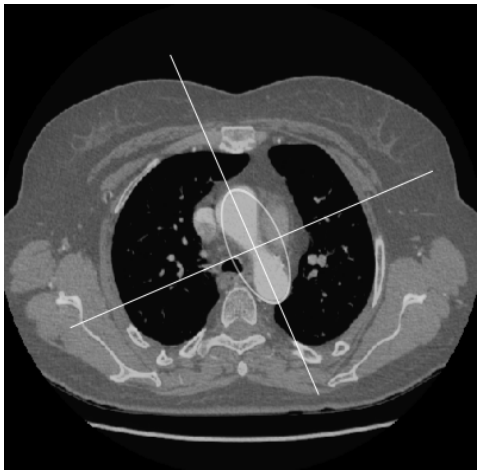


**Figura 3.5:** Corte utilizado en la aproximación a una elipse.

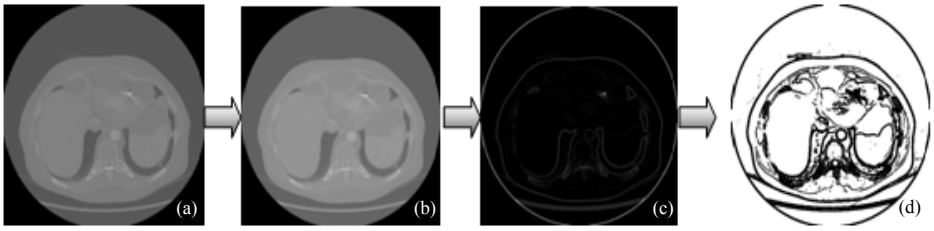



**Figura 3.6:** Etapa de preprocesado para realzar los bordes de la imagen. (a) Imagen original. (b) Suavizado de la imagen. (c) Realce de bordes. (d) Resultado de la umbralización

### Segmentación de la Sección $Z_2$

La segmentación de la sección $Z_2$ asume una suave variación en la forma entre cortes consecutivos. Este supuesto es necesario para llevar a cabo una segmentacion en dos dimensiones (*2D*) en la cual cada corte será segmentado individualmente por medio de los *level set*. El resultado obtenido para cada corte será utilizado para inicializar la segmentación del corte siguiente.

La idea básica de los *level set* subyace en lo siguiente: Dada una curva cerrada *2D*, su representación mediante una única función *2D* no es posible. Una solución consiste en usar una función *3D* intersecada por un plano a una altura determinada (Figura 3.7).

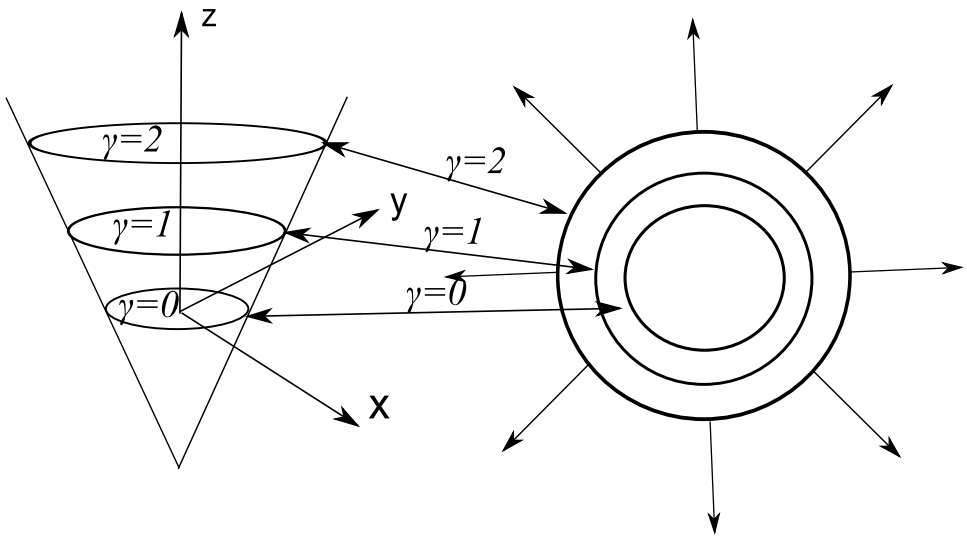



**Figura 3.7:** Ilustración del algoritmo de level set

Por lo tanto, asumiendo que todas las posibles variaciones correspondientes a la evolución de la curva *2D* son capturadas por la función *3D* en distintos niveles, la forma quedaría completamente definida por la función *3D*. Obviamente, la representación implícita de la función de *level set* no es única, porque hay infinitas funciones *level set* que pueden definir una forma particular *2D*. Por lo tanto, dado una hipersuperficie inicial cerrada de dimensión *n-1*, $\gamma$, queremos que evolucione en el tiempo, $\gamma(t)$, a medida que se propaga a lo largo de su dirección normal de acuerdo con una función velocidad $F$. De este modo, $\gamma$ se encuentra incrustada como el nivel cero de una función de mayor dimensión $\psi$. Siendo $\psi(\vec{x},t=0)$, para $\vec{x} \in \mathbb{R}^2$, definida por:

$$\psi(\vec{x},t=0) = \pm d \tag{3.6}$$

donde $d$ es la distancia de $\vec{x}$ a $\gamma(t=0)$. Así, la curva $\gamma(t)$ podría ser representada por el set cero de la función asociada $\psi(x,t)$ como sigue [62]:

$$\gamma(t) = \{x \in \mathbb{R}^2 \mid \psi(x,t) = 0\} \tag{3.7}$$

Además, queremos que la velocidad de movimiento en la posición normal sea $F$, o, en otras palabras, para cada $x(t) \in \gamma(t)$,

$$\vec{x}_t \cdot \vec{n} = F(\vec{x}(t)) \tag{3.8}$$

donde $\vec{n}$ es normal al frente de $x(t)$ y $F(x(t))$ es la función velocidad para ese punto.

Queremos que el *level set* cero de $\psi$ coincida con nuestra hipersuperficie de propagación, así que imponemos la condición:

$$\psi(\vec{x}(t),t) = 0, \quad \forall \vec{x}(t) \in \gamma(t) \tag{3.9}$$

De este modo,

$$\frac{\partial \psi(\vec{x},t)}{\partial t} = 0 \tag{3.10}$$

Por la regla de la cadena,

$$\psi_t + \nabla\psi(\vec{x}(t),t) \cdot \vec{x_t}(t) = 0 \tag{3.11}$$

y ya que $\vec{n} = \frac{\nabla\psi}{|\nabla\psi|}$, tenemos $\nabla\psi = \vec{n} \mid \nabla\psi \mid$, de este modo se obtiene la ecuación de evolución de los level set [62]:

$$\psi_t + F \mid \nabla\psi \mid = 0 \tag{3.12}$$

donde $F$ es la función velocidad y describe la evolución de la curva $\gamma(t)$ a lo largo del tiempo. La función $F$ puede tener los siguientes términos:

$$F(x,y) = \{F_0 \nabla\psi_{x,y} + F_c(x^{'},y^{'})\nabla\psi_{x^{'},y^{'}}\} e^{-I_i^{'}(x^{'},y^{'})} \tag{3.13}$$

Esta ecuación incluye un término de curvatura $F_c$ que proporciona mayor o menor rigidez a la curva; un término de traslación $F_0$ que permite el desplazamiento de la curva a través del plano en el cual se encuentra; y un término de energía que contiene la imagen obtenida en la etapa previa, $I^{'}(x,y)$

En base a la curva obtenida, tras la resolución de la ecuación, se calcula en cada corte la región de interés *ROI* (Region of Interest) y el centro de masas en términos de nivel de gris. La *ROI* se encuentra definida como el rectángulo que encierra la región segmentada, y es utilizada para inicializar la curva en el siguiente corte. El centro de masas sirve para indicar la posición de la curva, y la *ROI* indica las dimensiones iniciales. Por lo tanto, por medio de la segmentación de un corte, se obtienen los parámetros (*i.e.*, posición y tamaño) necesarios para construir una nueva curva, que a su vez evolucionará y segmentará el siguiente corte. Se usan las siguientes expresiones para calcular el centro de masas de cada corte:

$$CMX = \frac{\sum_{i=0}^{i=N} GL_i \cdot x_i}{GL_i} \quad CMY = \frac{\sum_{i=0}^{i=N} GL_i \cdot y_i}{GL_i} \tag{3.14}$$

donde $GL_i$ es el nivel de gris en la componente i-ésima, $x_i$ es el valor de la coordenada $x$ en la posición $i$, $y_i$ es elvalor de la coordenada $y$ en la posición $i$, $CMX$ es la coordenada $x$ del centro de masas, y $CMY$ es la coordenada $y$ del centro de masas.

## 3.3. Resultados

El método desarrollado ha sido aplicado a una base de datos que comprende 4.682 imágenes de 10 pacientes consecutivos examinados en la Unidad de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela. La base de datos estuvo compuesta por 4 casos normales (3 mujeres, 1 hombre, con una edad media de 50 años) y 6 casos patológicos(1 mujer, 5 hombres, con una edad media de 54 años). Todos los pacientes patológicos incluidos en el estudio presentaban un aneurisma de aorta torácica. En concreto, tres pacientes tuvieron aneurisma de aorta ascendente; uno tuvo un aneurisma en el arco aórtico; otro tuvo un aneurisma de aorta ascendente con una elongación en la aorta descendente; y en un paciente estaban afectadas tanto la aorta descendente como la aorta ascendente.

Todos los pacientes dieron su consentimiento informado por escrito para someterse a un $CT$. El estudio se realizó en un $CT$ de 64 detectores (*LightSpeed VCT, GE Healthcare)*.

Tras la inyección de contraste intravenoso para opacificar la luz del vaso y realzar la calidad de la imagen, $512 \times 512$ la imagen se obtuvo en formato *DICOM*, con un rango de resolución de $0{,}67 \times 0{,}67$ (mm/pixel) a $0{,}93 \times 0{,}93$ (mm/pixel). La energía estuvo en el rango de 100-200 kVp.

La Figura3.8 muestra el resultado final de la segmentación automática realizada en un caso clínico. Con el fin de evaluar la segmentación del método propuesto se realizó una segmentación manual que sirvió de *gold standard* para propósitos de comparación. Esta segmentación manual fue llevada a cabo por un experto radiólogo, utilizando una tableta gráfica equipada con un software desarrollado al efecto y un lápiz óptico para trazar manualmente los bordes en la imagen visualizada.

La Figura 3.9 muestra el resultado del área segmentada con respecto a la posición del corte para los dos tipos de segmentación (*i.e.*, manual y automático). Los diferentes patrones de comportamiento fueron característicos, según se tratara de la aorta ascendente, la aorta descendente o el arco aórtico. En la región de la aorta ascendente, hubo un pequeño pico correspondiente a los senos de Valsalva. La porción caudal de esta región, es decir, la zona que se anastomosa con el corazón, incluyendo la válvula aórtica, sufre una reducción del área segmentada, lo cual muestra que el método localiza automáticamente el corazón.

El método también segmenta las arterias renales, el tronco celíaco, y la arteria mesentérica superior, la cual aparece en la Figura 3.9 y corresponde con el pico indicado en la figura dentro de la aorta descendente. El resultado muestra un alto grado de correlación entre los métodos de segmentación manual y automático (Tabla 3.1), con una correlación media de *0,976*.

Para poder realizar comparaciones en términos de volumen, se calculó el coeficiente *DSC* (*Dice Similarity Coefficient*) para cada paciente en cada corte axial para las secciones $Z_1$ y $Z_2$ respectivamente. Los cortes correspondientes a los troncos supraaórticos no fueron incluidos en este estudio de similari-

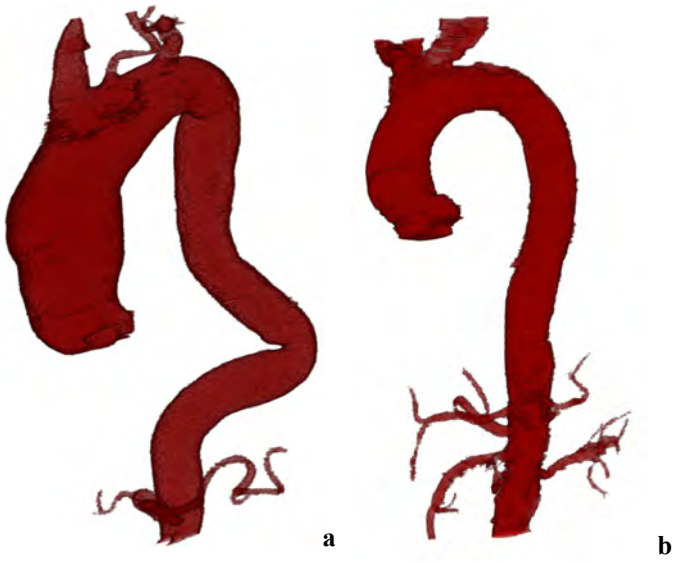



**Figura 3.8:** (a)Segmentación automática de la aorta torácica con dilatación de la aorta ascendente y elongación de la aorta descendente. (b) Segmentación de una aorta torácica normal.

dad. El *DSC* ha sido utilizado en numerosos estudios para evaluar los resultados de segmentación [63]. En nuestro caso, fue definido de la siguiente forma:

$$DSC = 2\frac{A \cap B}{A \cup B} \tag{3.15}$$

$$DSC_{error} = 2\frac{|\, V(A) - V(B) \,|}{V(B)} \tag{3.16}$$

Donde $A$ y $B$ son las máscaras segmentadas por los métodos manual y automático. Mientras que un valor *0* indica que las dos áreas o volúmenes no se han superpuesto, un valor de *1* indica que la superposición es perfecta. La Tabla 3.2 muestra el factor *DSC* en términos de porcentaje para ambas segmentaciones. Se puede observar que los volúmenes calculados por ambos métodos son bastante aproximados, ya que se lograron obtener valores superiores al 90 % de superposción entre volúmenes.

La Tabla 3.3 ofrece el valor *DSC* calculado por regiones, con los resultados para las secciones $Z_1$ y $Z_2$ obtenidos de forma independiente. La Figura 3.10 representa el coeficiente de similaridad calculado anteriormente para la sección $Z_2$ frente a la posición de corte que ocupa (para uno de los casos). A partir de esta figura se puede observar que el valor del *DSC* se encuentra muy cerca de la unidad, pero este valor decrece en los cortes próximos al corazón. Para poder analizar los resultados alcanzados en

| Paciente | PCC |
|---|---|
| 1 | 0,966 |
| 2 | 0,992 |
| 3 | 0,961 |
| 4 | 0,983 |
| 5 | 0,972 |
| 6 | 0,929 |
| 7 | 0,982 |
| 8 | 0,993 |
| 9 | 0,959 |
| 10 | 0,983 |

**Tabla 3.1:** Coeficiente de correlación de Pearson (*PCC* Pearson correlation coefficient) para cada paciente.

| Paciente | Nº Cortes | Volumen Aorta Método Manual ($cm^3$) | Volumen Aorta Método Automático ($cm^3$) | DSC(%) | $V_{Error}$(%) |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 566 | 264,11 | 262,16 | 93,88 | 10,55 |
| 2 | 485 | 554,74 | 551,06 | 95,18 | 5,43 |
| 3 | 545 | 264,66 | 261,47 | 90,97 | 12,17 |
| 4 | 551 | 748,02 | 711,17 | 94,09 | 7,94 |
| 5 | 487 | 510,16 | 487,62 | 93,66 | 8,17 |
| 6 | 593 | 1079,68 | 1070,14 | 92,99 | 6,95 |
| 7 | 384 | 453,87 | 415,96 | 94,53 | 7,47 |
| 8 | 619 | 427,93 | 422,82 | 94,00 | 6,04 |
| 9 | 281 | 183,77 | 177,98 | 94,15 | 6,43 |
| 10 | 171 | 237,13 | 225,47 | 94,84 | 5,43 |

**Tabla 3.2:** Descripción estadística del coeficiente de similaridad *DSC* para la segmentación manual (*gold standard*) y el método propuesto.

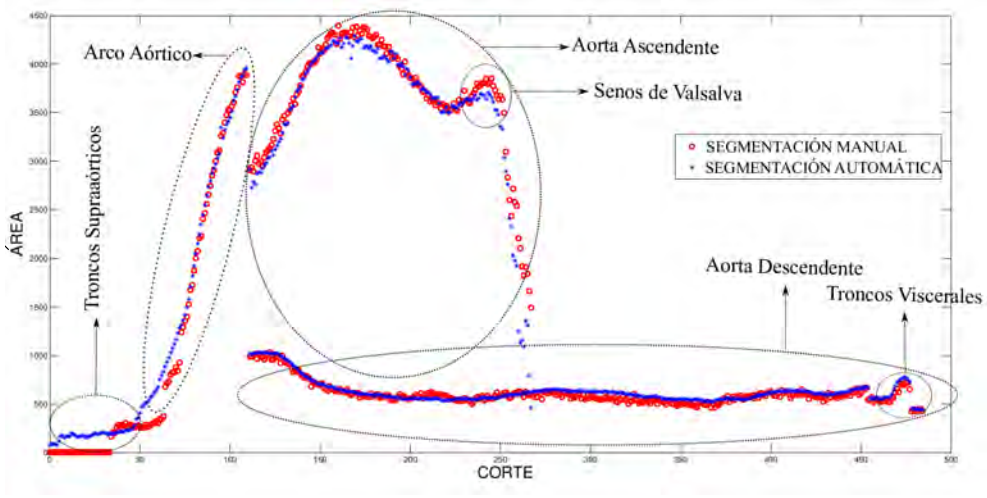



**Figura 3.9:** Resultado obtenido en términos de tamaño del área segmentada.

| Paciente | DSC(%) Asc. | $DSC_{Error}(\%)$ | DSC(%) Desc. | $DSC_{Error}(\%)$ |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 92,64 | 9,26 | 95,20 | 7,67 |
| 2 | 95,74 | 4,12 | 95,16 | 5,66 |
| 3 | 90,68 | 10,35 | 92,79 | 12,89 |
| 4 | 92,11 | 12,04 | 94,79 | 6,49 |
| 5 | 91,93 | 10,81 | 94,01 | 7,67 |
| 6 | 94,36 | 3,67 | 92,42 | 8,45 |
| 7 | 92,04 | 13,28 | 95,67 | 5,26 |
| 8 | 96,54 | 3,27 | 93,16 | 6,97 |
| 9 | 93,53 | 8,71 | 94,31 | 5,84 |
| 10 | 90,74 | 13,54 | 95,77 | 3,60 |

**Tabla 3.3:** Descripción estadística del coeficiente de similaridad (DSC) para la aorta ascendente y descendente.

los diez pacientes en su conjunto, se utilizó un gráfico de *Bland-Altman* que permite comparar ambos métodos de segmentación, con el fin de comprobar que se podrían utilizar indistintamente.

La Figura 3.11 muestra el resultado obtenido cuando el límite de concordancia se encuentra en un 95 %; en otras palabras, cuando los valores del límite de concordancia están dados por la diferencia media $\pm$ *1,96* veces la desviación *standard* de las diferencias.

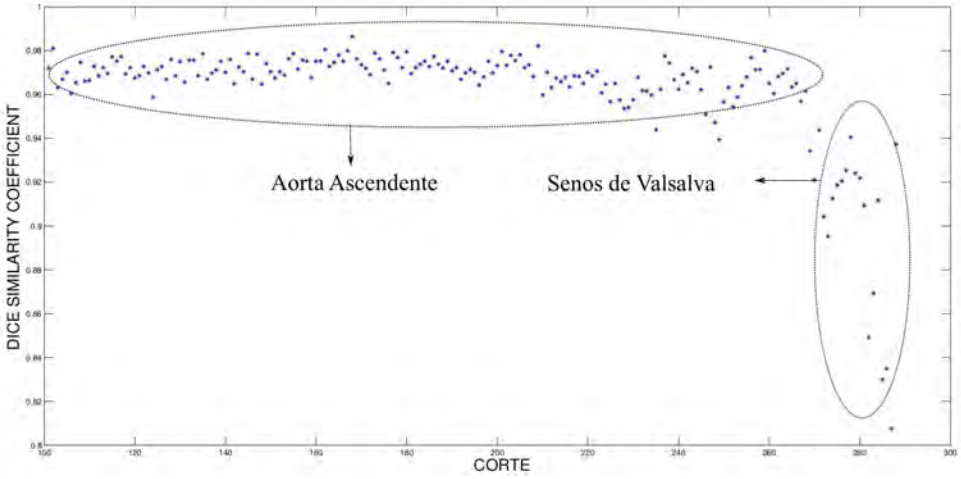



**Figura 3.10:** Coeficiente de similaridad (*DSC*) en la región próxima al corazón.

## 3.4. Discusión y Conclusiones

La segmentación del interior de la superficie de la aorta utilizando imágenes de *CT* obtenidas tras la inyección de contraste es ahora posible debido a la disponibilidad de equipos de alta resolución. Esta tecnología permite el desarrollo de métodos semiautomáticos para diferenciar la luz del vaso del tejido circundante. En general, la mayoría de los estudios están relacionados con la aorta descendente, donde, gracias al alto contraste de la imagen producido por el agente radioopaco, los bordes se obtienen bien definidos. En este tipo de situaciones, la aplicación de una técnica sencilla como el crecimiento regional resuelve el problema de la segmentación.

La aorta ascendente, por el contrario, presenta el inconveniente de estar directamente conectada con el corazón, el cual también recibe contraste. En términos de imagen, por lo tanto, hay una continuidad entre ambas estructuras, eliminando o al menos difuminando sus fronteras. La consecuencia de todo esto es que la aplicación de un crecimiento regional en esta área complica el diseño de un criterio de parada válido para detener el crecimiento en esta sección de la aorta. Por lo tanto es necesario diseñar una solución alternativa de parada, tal como la detección previa del corazón [52], lo cual complica la implementación del algoritmo.

El objetivo de nuestro estudio fue proponer un método de segmentación automático del interior de la aorta mediante la aplicación de dos técnicas de segmentación diferentes, dependiendo de la sección de la aorta que se esté considerando. La primera de estas técnicas está basada en un crecimiento regional *3D* y sirve para segmentar la aorta descendente, el arco aórtico, y una porción de la aorta ascendente y

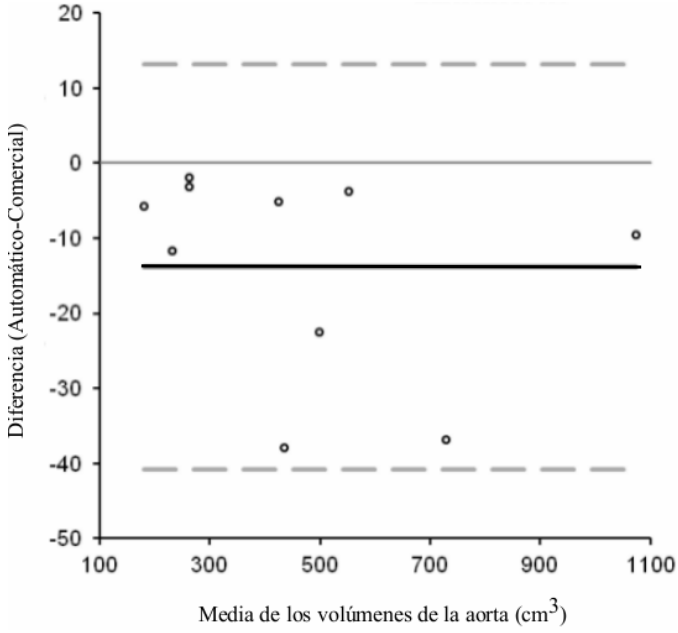



**Figura 3.11:** Gráfico de *Bland-Altman* correspondiente a los volúmenes.

los troncos supraaórticos incluidos en el estudio (sección $Z_1$). Se trata de un algoritmo sencillo y rápido que es capaz de obtener óptimos resultados. El segundo algoritmo de segmentación está basado en el uso de *level set*, lo cual implica un mayor número de cálculos por corte, aumentando así ligeramente el tiempo invertido en el proceso de segmentación. Por esta razón solo se aplica a la porción de la región ascendente (sección $Z_2$). En esta área, el crecimiento regional volumétrico no alcanza buenos resultados debido a que se expande por el interior del corazón, mientras que el algoritmo basado en *level set* es capaz de detenerse aproximadamente a la entrada del corazón.

El poder obtener un método de segmentación totalmente automático implica que el operador no tiene la necesidad de interactuar con ninguna de las imágenes del caso a analizar. Esto significa que se debe incluir una etapa que permita realizar el proceso de la inicialización mediante la inserción de un punto inicial. Para ello se incluyó una etapa que sirvió para identificar la posición de la aorta torácica en el último corte de la aorta descendente, utilizando la transformada de *Hough* en la imagen correspondiente a ese corte. Esta técnica ha sido previamente propuesta en la literatura [64]. En estos estudios, sin embargo, se propuso su uso en los cortes correspondientes a la aorta ascendente con la finalidad de determinar su posición. En nuestro caso, optamos por inicializar el sistema en el corte más caudal de cada caso (la aorta descendente), debido a que no existen estructuras con formas similares (circular)

que pudiesen confundir al algoritmo. Los análisis del coeficiente de similaridad en las secciones $Z_1$ y $Z_2$ muestran que los resultados obtenidos para la sección $Z_1$ oscilan entre $92,79\,\%$ y $95,77\,\%$, con una media del área superpuesta de $94,33\,\%$. Los obtenidos para la sección $Z_2$ oscilaron en un rango de $90,68\,\%$ a $96,54\,\%$, con una media de área de superposción del $93,03\,\%$. Como era de esperar, los resultados obtenidos para la segmentación de la sección $Z_1$ fueron ligeramente mejores que los obtenidos para la sección $Z_2$. Esto es debido al hecho de que la segmentación de la sección $Z_2$ empeora en los cortes próximos al corazón, como se puede observar en la Figura 3.10. En ella se muestra una clara disminución en el valor del coeficiente *DSC* para los cortes próximos al corazón (senos de Valsalva).

El análisis de los datos en términos de volumen segmentado demuestran que la media del coeficiente de correlación fue alto (*0,975*), con un rango de valores que se encontró por encima de $0,9$ (Tabla 3.1). Para un análisis en mayor profundidad de los resultados obtenidos, la Figura 3.11 muestra el gráfico de *Bland-Altman* correspondiente a los volúmenes obtenidos mediante ambos métodos. Se puede observar que todos los valores se encuentran dentro de los límites de concordancia. Además, la diferencia entre los valores se sitúa en torno a *-13,8*, lo cual demuestra que, en cada corte, el área segmentada por el método automático es menor que la obtenida usando el método manual. Sin embargo, esta diferencia no depende del volumen segmentado, asegurando de este modo que el método propuesto es válido para calcular los volúmenes de la aorta, independientemente de su tamaño.

La comparación con los métodos no automáticos descritos en la literatura es siempre complicado, no solo porque la base de datos es distinta, sino también porque la región analizada también varía (aorta abdominal, arterias coronarias, etc.), y porque la segmentación manual fue llevada a cabo por un especialista distinto en cada caso. Kurkure *et al.* [43] obtuvieron algunos resultados relativos a la misma región. Sus resultados mostraron un coeficiente de similaridad medio para la aorta ascendente de $88\,\%$ con un rango de valores entre $68\,\%$ a $96\,\%$. En nuestro caso, los resultados mostraron una media de $93,03\,\%$ para la aorta ascendente, y son por lo tanto significativamente mejores. Es importante enfatizar en este punto que nuestro método es completamente automático, y por tanto no es necesaria la intervención humana para marcar uno o más puntos semilla. Esta capacidad permite al algoritmo ejecutarse *off line*, aumentando la posibilidad de automatizar el diagnóstico del aneurisma por medio de la introducción de alguna clase de señal que alerte al radiólogo de su presencia.

Este método es aplicable a todos los casos estudiados aquí. Los resultados obtenidos permiten establecer una correlación entre el incremento en el diámetro aortico y la segmentación obtenida, poniendo de manifiesto claras diferencias entre los casos patológicos y los normales. La correlación entre el método automático y el método manual realizado por el radiólogo muestra un alto grado de concordancia, resultando superposiciones medias del $93,83\,\%$ para la aorta completa y $93,03\,\%$ y $94,33\,\%$ para las secciones $Z_2$ y $Z_1$, respectivamente. Los gráficos de *Bland-Altman* muestran que los resultados se encuentran dentro de los límites establecidos.

Como se muestra, la segmentación automática es una alternativa eficiente a la segmentación manual en todas las situaciones analizadas y sirve de ayuda al diagnóstico. A pesar de que los resultados pre-

sentados son preliminares, llegamos a la conclusión de que el método de segmentación descrito podría ser una alternativa eficiente a la segmentación manual.

Capítulo 4

# Cálculo del Diámetro de la Aorta

## 4.1. Introducción

El diámetro de la aorta es un aspecto fundamental de la salud de la misma. Por lo tanto, la evaluación precisa de la aorta torácica es crucial para el diagnóstico de una lesión aneurismática, para planificar el tratamiento [65], y para su seguimiento clínico.

Se asume que la forma de la aorta es circular o elíptica [66]. El método para calcular el diámetro de la aorta es ampliamente aceptado por la comunidad clínica. Los detalles de cómo se debe realizar el cálculo de este diámetro los describe Rousseau *et al*. en un artículo reciente [67]. Según Rosseau, si la forma de la sección transversal de la luz es elíptica o incluso de media luna en lugar de circular, para obtener el tamaño correcto de la aorta, tiene que ser calculado el valor medio entre el diámetro máximo y mínimo. De este modo, el máximo se refiere a la longitud del diámetro máximo de la aorta y mínimo a la longitud del diámetro que es perpendicular a dicho diámetro máximo. Como se ve en esta descripción ambos diámetros deben ser perpendiculares.

El *CT* es una técnica de adquisición de imagen que permite el diagnóstico de pacientes con cualquier patología aórtica [68] y múltiples reconstrucciones de aneurismas u otras patologías a partir de los cortes axiales, proporcionando información de gran relevancia tanto para el diagnóstico como para propósitos terapéuticos. Sin embargo, para obtener datos cuantitativos de los cortes del *CT*, se hace necesario calcular la línea central del vaso en base a la cual poder calcular los planos normales en las regiones específicas y tomar así medidas de forma correcta. Los métodos descritos en la literatura para el cálculo de la línea central están basados principalmente en dos enfoques distintos *i.e*., en métodos directos que calculan la línea sin necesidad de realizar una segmentación previa, y los métodos indirectos que son los más comunes y que requieren la segmentación previa del vaso. El método directo propuesto por *Wink et al*. [69] requiere de al menos dos puntos de inicialización dados por el operador. Los métodos indirectos

son más robustos a la presencia de ruido en la imagen [70] y tienden a calcular la línea central del vaso utilizando una erosión del vaso previamente segmentado [71].

Una vez se han determinado los planos normales, las estimaciones de los diámetros máximos se calculan habitualmente mediante análisis multidireccional en cada plano. A pesar de que *Boskmap et al.* [72] llevaron a cabo este tipo de análisis con la finalidad de calcular la máxima distancia, la mayoría de los autores realizan previamente una aproximación en cada sección transversal mediante una forma regular, por lo general círculos o elipses. Este ajuste se realiza mediante el crecimiento de los círculos desde el centro del vaso hasta alcanzar un máximo local, o directamente ajustando un círculo o elipse en la sección normal ya segmentada. Así *Luboz et al.* [73] describen un algoritmo basado en el crecimiento de círculos en el plano ortogonal a la línea central. *Wu et al.* [74] desarrolló un método semiautomático para determinar el tamaño del vaso mediante el ajuste de círculos o elipses en cada sección transversal. *Krissian et al.* [75] [76] han introducido un algoritmo de ajuste de las secciones aórticas mediante círculos o elipses. Los puntos pertenecientes a la línea central fueron utilizados como puntos de referencia para realizar un ajuste y a través de un método iterativo el algoritmo es capaz de mejorar el ajuste de la elipse y la posición de los puntos que pertenecen a la línea central. Además, se suele aplicar un suavizado adicional de los círculos o elipses a lo largo de la línea central durante la etapa de reconstrucción. *Shim et al.*[77] describieron un método similar inicializado por un operador en el cual la elipse es corregida para localizar la línea central del vaso.

El propósito de este trabajo es el desarrollo de un método automático para el cálculo de diámetros de la aorta torácica a lo largo del segmento arterial de interés, incluyendo la aorta torácica, el arco aórtico y la aorta descendente, utilizando para ello imágenes obtenidas en un *CT* de pacientes a los cuales se les ha administrado contraste. El método propuesto está basado en determinar la línea central utilizando para ello una interpolación *B-Spline* del centro de masas de cada corte obtenido por el *CT* después de haber realizado una segmentación previa y una erosión volumétrica. Una vez determinada la posición de la línea central, los planos normales son calculados en cada punto de dicha línea y de este modo en cada sección transversal se computan, los diámetros máximo y mínimo mediante el análisis de componentes principales.

## 4.2. Material

Con el fin de evaluar la robustez del método propuesto, se crearon dos bases de datos diferentes *i.e.*, una base de datos utilizando un *phantom* y otra clínica compuesta por pacientes reales. Todas las imágenes se obtuvieron mediante un *CT* de 64 detectores (*Lightspeed VCT; GE Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin*). La inyección de un medio contraste radiopaco intravenoso fue realizada previa a la adquisición de las imagenes con la finalidad de realzar la luz del vaso. Las imagenes resultantes fueron almancenadas en formato *DICOM* de $512 \times 512$ píxeles con una resolución de $0,7 \times 0,7$ (mm/pixel). La

energía utilizada en este estudio fue de *120 kVp*, con un factor *pitch* de *0,98*, y una distancia entre cortes de *0,625 mm*.

### 4.2.1. Base de Datos del Phantom

El propósito de la creación de esta base de datos consiste en evaluar la invariancia a la rotación del algoritmo desarrollado. De este modo, se diseñó un *phantom* que consiste en un tubo de cristal simulando la aorta torácica con varias curvaturas en diferentes planos a lo largo de su longitud (Figura 4.1). Se utilizó el mismo *CT* y los mismos parámetros en términos de energía, *pitch* y distancia entre cortes tanto para el *phantom* como para los casos clínicos. De este modo se obtuvieron imágenes del *phantom* mediante el *CT* en diferentes proyecciones espaciales correspondientes a cada uno de los tres ejes *X*,*Y* y *Z*, adquiriéndose un total de *18* series, 6 para cada eje de rotación con una variación de *10* grados en el rango $[-30^{o}, 30^{o}]$. Cada serie consistió en *980* imágenes para un total de *17.640* imágenes.

Por otra parte, el calibre del *phantom* se midió manualmente. Se utilizó un *"pie de rey"* para tomar *97* medidas a lo largo del tubo. Las medidas se repitieron tres veces para reducir el error medido, con lo cual el número total de valores medidos fue de *291*.

### 4.2.2. Base de Datos Clínica

Con el fin de evaluar el método en casos reales se creó una base de datos compuesta por *6.599* imágenes de aorta torácica correspondientes a *15* pacientes ingresados en el servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela (*CHUS*). Dos pacientes fueron casos normales, *1* hombre y *1* mujer, con una edad media de *62* años; y nueve hombres y tres mujeres con patología, con una edad media de *64* años.

## 4.3. Método

La Figura 4.2 describe los cinco pasos básicos del método propuesto. Brevemente, el proceso de segmentación, implica un crecimiento regional volumétrico en la aorta descendente y arco aórtico, y una evolución de *level set* para extraer la región correspondiente a la aorta ascendente. A partir de la segmentación, se computa la línea central del vaso utilizando para ello dos técnicas distintas: los valores del centro de masas de la región segmentada para cada corte (aorta descendente y ascendente) y los valores obtenidos tras sucesivas erosiones del volumen segmentado en el arco aórtico. La erosión volumétrica elimina de forma progresiva los bordes del volumen segmentado hasta obtener la línea central mediante la eliminación gradual de puntos pertenecientes a la parte externa del contorno del volumen, utilizando para ello una serie de plantillas. Entonces, se calcula una curva *B-Spline* a partir de la interpolación de los puntos del esqueleto para obtener un mayor número de puntos, y una precisión subvóxel



**Figura 4.1:** *Phantom* utilizado en el experimento para comprobar la invarianza rotacional del método propuesto.

de las coordenadas de la línea central. Estos puntos se utilizan para obtener los vectores directores del esqueleto, y utilizando las ecuaciones de las matrices de rotación se calcula el sistema de coordenadas de los planos normales de estos vectores. Finalmente, estos planos sirven para definir los diámetros del vaso utilizando análisis de componentes principales (*Principal Component Analysis PCA*).

El método propuesto incluye la división de la aorta en tres regiones denominadas $Z_{11}$, $Z_{12}$ y $Z_2$ que delimitan de forma aproximada cada región clínica, y proporciona datos valiosos ya que cada sección se caracteriza por un tamaño crítico específico del aneurisma.

De manera resumida, $Z_{11}$ corresponde a la aorta descendente, $Z_{12}$ al arco aórtico, y $Z_2$ a la aorta ascendente (Figura 4.3). Las tres regiones son identificadas a partir de un corte axial característico de

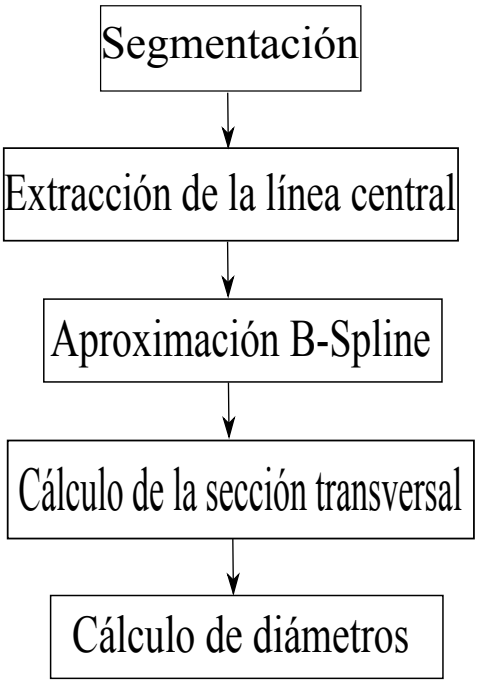



**Figura 4.2:** Diagrama de flujo de las principales etapas implicadas en la cuantificación de la aorta torácica.

la serie tomográfica. Dicho corte debe cumplir dos condiciones: el corte axial debe estar caracterizado por un incremento abrupto del tamaño de la región segmentada y además debe estar localizado en la parte superior de la aorta. Esta doble condición asegura que el plano que separa las tres regiones sea el correcto, evitando de este modo posibles elongaciones de la aorta descendente. A partir de este punto, la segmentación se utiliza para detectar la posición inicial de los troncos supraaórticos con el fin de excluirlos de los sucesivos cálculos de diámetros. Para lograr esto, a partir del primer corte axial del arco aórtico, se calcula el número de regiones en cada corte. El inicio de los troncos supraórticos es identificado como el corte que contiene más de una región etiquetada.

### 4.3.1. Segmentación

La segmentación de la aorta torácica se realiza utilizando la pared interior como límite de referencia ya que es el procedimiento estándard para medir el diámetro de la arteria y por tanto sirve de criterio para definir la presencia de un posible aneurisma [78]. El proceso de segmentación se ha descrito con mayor detalle en el capítulo anterior [59]. Brevemente, el algoritmo se inicializa en el corte más caudal

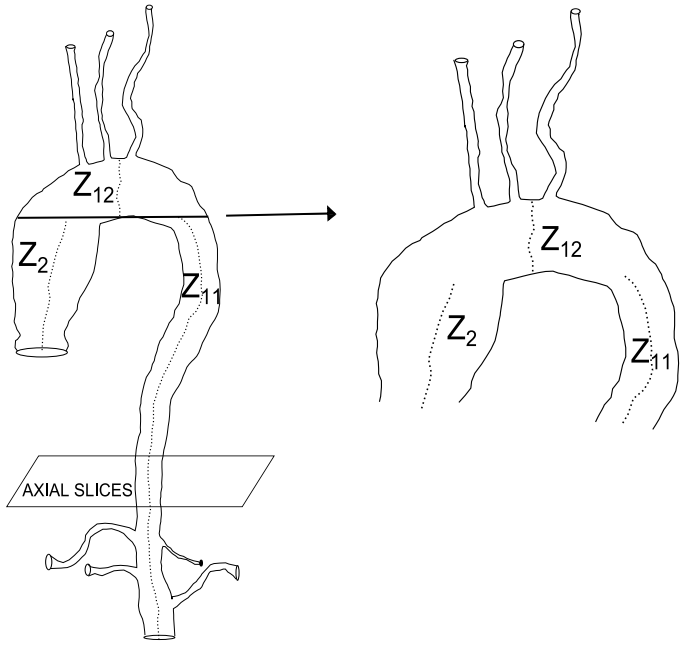



**Figura 4.3:** Esquema del proceso de esqueletización en la aorta ascendente, arco aórtico y aorta descendente utilizando el centro de masas en los cortes axiales. Como se puede observar, en la sección $Z_{12}$ no se obtienen unos buenos resultados, por este motivo se utiliza una erosión volumétrica en esta región.

de la aorta descendente. En esta región, la forma aproximada de la aorta es un círculo. La transformada de *Hough* [79] permite buscar formas preestablecidas en la imagen, por lo tanto el área aórtica es automáticamente detectada en este corte como convolución de esta imagen con un círculo. Las coordenadas del centro de este círculo se utilizan como punto semilla para la aplicación de un crecimiento regional volumétrico con la finalidad de segmentar las secciones $Z_{11}$ y $Z_{12}$. El criterio para añadir un nuevo punto depende de su nivel de gris. Este valor debe pertenecer al rango definido por la media y varianza de los 17 vecinos correspondientes a los cortes actual y previo.

Para excluir el corazón del área segmentada, la sección restante de la aorta (sección $Z_2$), es extraída mediante el algoritmo de *level set* propuesto por *Malladi et al.* [62], lo que permite que el contorno activo se detenga en la válvula aórtica. Para la aplicación de esta técnica se debe incluir previamente una etapa de preprocesado con tres filtros: difusión anisotrópica, gradiente y umbralización, que son aplicados de forma consecutiva. Los parámetros de estos filtros son fijados con el mismo valor para todas las imágenes. La segmentación de la sección $Z_2$ asume una variación suave de la morfología de la

aorta en cortes consecutivos, por lo tanto el resultado obtenido para cada corte puede ser utilizado para inicializar la segmentación del corte siguiente.

La idea básica que subyace en el algoritmo de *level set* también fue explicada y desarrollada en el capítulo anterior y brevemente consistía en: un conjunto de curvas cerradas *2D* se puede representar como la intersección de una función *3D* con un plano a cierta altura. Así, asumiendo que todas las posibles variaciones correspondientes a la evolución de la curva *2D* son capturadas por la función en diferentes niveles, la primera debería quedar completamente definida por la función de referencia. Matemáticamente, la curva *2D* $\gamma(t)$ podría ser representada por el set cero de la función *3D* asociada $\psi(x,t)$, como sigue:

$$\gamma(t) = \{x \in \mathbb{R}^2 / \psi(x,t) = 0\} \tag{4.1}$$

Dado un contorno inicial o modelo ,$\psi(x,(t=0)$, $\psi(x,t)$, la evolución de la curva es obtenida por la solución de la ecuación diferencial en derivadas parciales:

$$\psi_{t+1} + F \mid \bigtriangledown \psi_t = 0 \tag{4.2}$$

donde $F$ es la función velocidad y tiene una serie de términos:

$$F(x,y) = \{F_0 \nabla \psi_{x,y} + F_c(x^{'},y^{'}) \nabla \psi_{x^{'},y^{'}}\} e^{-I_i^{'}(x^{'},y^{'})} \tag{4.3}$$

Esta ecuación describe la evolución de $\gamma(t)$ en el tiempo e incluye una serie de términos, entre los que se encuentra un término de curvatura $F_c$ para dar mayor o menor rigidez a la curva; un término de traslación que permite a la curva desplazarse a través del plano en el cual permanece ($F_c$); y un término de energía que contiene la imagen obtenida en el proceso previo, $I(x,y)$.

### 4.3.2. Extracción de la Línea Central

La línea central es extraída utilizando para ello dos técnicas distintas que son aplicadas dependiendo de la sección a analizar. En las secciones $Z_2$ y $Z_{11}$, el centro de la línea es calculado utilizando el centro de masas de la región segmentada en cada corte. El cálculo de la línea central en base al centro de masas ofrece la ventaja de que excluye las ramas laterales correspondientes a los troncos viscerales de una manera sencilla a diferencia de otras técnicas como podría ser un proceso de esqueletización. Esto se consigue dando más peso en el cálculo a la parte central de la aorta, es decir, allí donde hay una mayor concentración de puntos.

El centro de masas se calcula utilizando de nuevo las expresiones descritas en el capítulo anterior:

$$CMX = \frac{\sum_{i=0}^{i=N} GL_i \cdot x_i}{GL_i} \quad CMY = \frac{\sum_{i=0}^{i=N} GL_i \cdot y_i}{GL_i} \tag{4.4}$$

Donde $GL_i$ es el nivel de gris en la componente i-ésima, $x_i$ es el valor de la coordenada $x$ en la posición $i$, $y_i$ es elvalor de la coordenada $y$ en la posición $i$, $CMX$ es la coordenada $x$ del centro de masas, y $CMY$ es la coordenada $y$ del centro de masas.

En la sección $Z_{12}$, correspondiente al arco aórtico, la técnica descrita basada en la determinación del centro de masas no alcanza unos buenos resultados en el cálculo del esqueleto dado que la posición de estos puntos no coincide con la línea central (Figura 4.3). Es por ello que se aplica una técnica alternativa basada en una erosión volumétrica iterativa de los datos tras la segmentación realizada en el paso anterior. Este proceso de erosión involucra cuatro plantillas descritas por *F.H. She et al.* [80] Figura 4.4 .

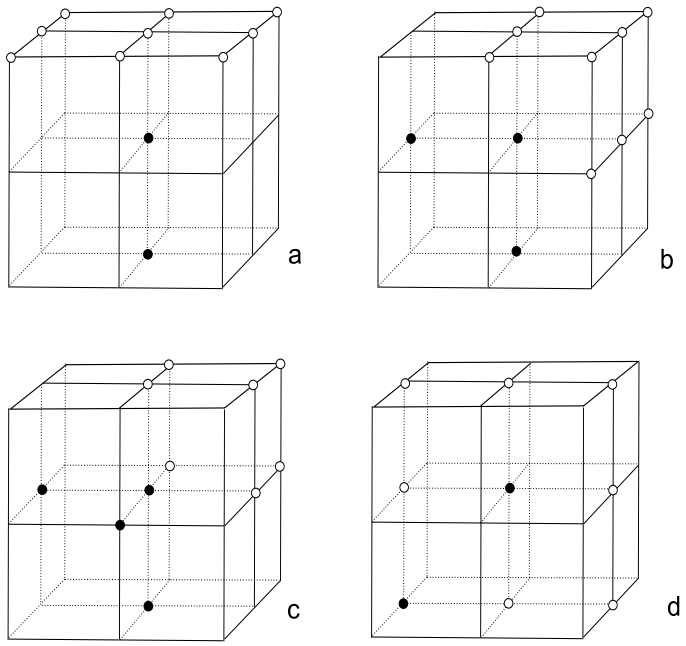



**Figura 4.4:** Plantillas utilizadas para erosionar la segmentación inicial. Este proceso permite obtener la línea central de la aorta en la sección $Z_{12}$.

Los puntos pertenecientes a la plantilla representados por el símbolo de un vóxel negro, "•", son los puntos pertenecientes al objeto y que pueden ser erosionados, y los puntos representados por un vóxel blanco, "○" representan el fondo. Los puntos no representados por cualquiera de estos símbolos no entran en el cálculo, independientemente de si pertenecen al objeto o al fondo. Tras una serie de transformaciones llevadas a cabo en las plantillas con el fin de generar todas las posibles combinaciones espaciales se van eliminando ciertos puntos del volumen.

Inicialmente, todos los puntos de la superficie del volumen que sean 26-adyacentes a un vóxel negro son marcados. Entonces las plantillas son aplicadas a cada uno de estos candidatos. Si alguno de estos puntos coincide con al menos una de las plantillas, el punto es candidato a ser eliminado. Finalmente, los puntos candidatos son eliminados convirtiéndolos en fondo si satisfacen los siguientes criterios:

*i)*Si cualquiera de los vóxeles del objeto en la vecindad *26* del vóxel actualmente investigado tiene conexión 26.

*ii)*Si algún vóxel del fondo perteneciente a la vencidad *18* del vóxel actualmente investigado esta conectado y contiene al menos un fondo de 6 vecinos, entonces este vóxel es eliminado.

$$V(18) = \{p \in \mathbb{R}^3 / d^2 = (p_{1x} - p_{0x}^2) + (p_{1y} - p_{0y}^2) + (p_{1z} - p_{0z}^2) \leq 2\} \tag{4.5}$$

Si los puntos de volumen coinciden con las plantillas, y se confirman los criterios mencionados, entonces los puntos son eliminados del volumen. Se obtiene de este modo la línea de puntos correspondiente a la línea central de la aorta torácica.

### 4.3.3. Ajuste B-Spline

Debido a la presencia de otros vasos tales como los troncos supraaórticos o ramificaciones de la propia aorta pueden aparecer variaciones abruptas en la posición de los puntos obtenidos en la etapa anterior. Con el fin de determinar con precisión las posiciones del esqueleto, los puntos obtenidos previamente son interpolados para suavizar cualquier irregularidad entre puntos consecutivos del esqueleto. La interpolación de los puntos de la línea central incrementa el número de puntos de análisis, lo cual reduce la dispersión en los ángulos $\alpha_x$ y $\alpha_y$ (ángulos de plano normal respecto al plano *XY*) de posiciones consecutivas, y de este modo minimiza el error de medición.

La interpolación de la línea central ha sido implementada utilizando *B-Splines*. Este método, propuesto por primera vez por *Frangi et al.* [81], ha sido considerado como el estado del arte para modelar la línea central de los vasos. Aunque la implementación *Spline* puede necesitar muchos puntos de control para extraer la línea central de la vasculatura compleja o bien la realización de múltiples ejecuciones, el modelado mediante *splines* de la línea central de cualquier vaso permite alcanzar una precisión subvóxel. De este modo, ya que cada caso tiene un gran número de puntos calculados en la etapa previa, las *B-Spline* pueden ser consideradas una buena aproximación para suavizar las transiciones entre puntos consecutivos de la línea central.

El ajuste mediante *B-Spline* [82] está caracterizado por el grado de la curva que va a ser ajustada, la cual en este estudio ha sido preestablecida a *5*. Este grado de la función polinómica representa la *B-Spline s(u)* sobre los *m* valores reales $u_i$ calculados previamente, que son los puntos de la línea central (*knot points*) de la aorta y están representados en la siguiente expresión:

$$s(u) = \sum_{i=0}^{m-n-2} P_i N_i^n(u) \quad u \in [u_{n-1}, u_{m-n}] \tag{4.6}$$

Donde $m$ es el número de valores reales $u$, $n$ es el grado de *B-Spline*, $P_i$ denota los puntos de control seleccionados que corresponden con la línea central de la aorta, y $N_i^n$ denota las funciones polinómicas a trozos definidos por la fórmula de recurrencia de *Cox-de Bor*:

$$N_i^0(u) = \begin{cases} 1 & u_j \leq u \leq u_{j+1} \\ 0 & \textit{en el resto} \end{cases} \tag{4.7}$$

$$N_i^n(u) = \frac{u - u_j}{u_{j+n} - uj} \cdot N_j^{n-1}(u) + \frac{u_{j+n+1} - u}{u_{j+n+1} - u_{j+1}} \cdot N_{j+1}^{n-1}(u) \tag{4.8}$$

### 4.3.4. Cálculo de la Sección Transversal

Una vez la línea central ha sido extraída y los datos interpolados, sus coordenadas son utilizadas para determinar los vectores normales correspondientes a la sección transversal en cada punto de la línea (Figura 4.5). Las componentes de los vectores normales en cada punto son calculadas como la diferencia entre las coordenadas de dos puntos consecutivos:

$$\vec{N} = \{P_{nx} - P_{(n-1)x}, P_{ny} - P_{(n-1)y}, P_{nz} - P_{(n-1)z}\} \tag{4.9}$$

Una vez que estos valores han sido obtenidos, la inclinación de cada sección transversal en relación a los ejes $X$ e $Y$, representada por los ángulos $\alpha_x$ y $\alpha_y$ (Figura 4.6), es calculada utilizando las siguientes expresiones:

$$\alpha_x = \arcsin \frac{|u_x \cdot N_x|}{\sqrt{N_x^2 + N_y^2 + N_z^2}} \tag{4.10}$$

$$\alpha_y = \arcsin \frac{|u_y \cdot N_y|}{\sqrt{N_x^2 + N_y^2 + N_z^2}} \tag{4.11}$$

Donde $u = (u_x, u_y, u_z)$ es el vector de componentes unitarias en cada eje, y $N = (N_x, N_y, N_z)$ es el vector normal al plano.

En el sistema de referencia utilizado, las coordenadas del conjunto de los $V$ puntos correspondientes a la vasculatura están descritas formalmente como sigue:

$$V(p) = \{p(x,y,z) \in \mathbb{R}^3 / x,y,z \geq 0\} \tag{4.12}$$

Para determinar las coordenadas de los puntos pertenecientes al plano normal del vaso se utiliza un plano adicional $\psi$ de tamaño $A$:

$$\psi = \{p_0(x_0, y_0, 0) \in \mathbb{R}^3 / z_0 = 0, -A < x_0 < +A, -A < y_0 < +A\} \tag{4.13}$$

El punto medio del plano definido previamente corresponde al origen del sistema de referencia. Los ángulos de inclinación calculados previamente $\alpha_x$ y $\alpha_y$, el plano $\psi$, y las matrices de rotación y

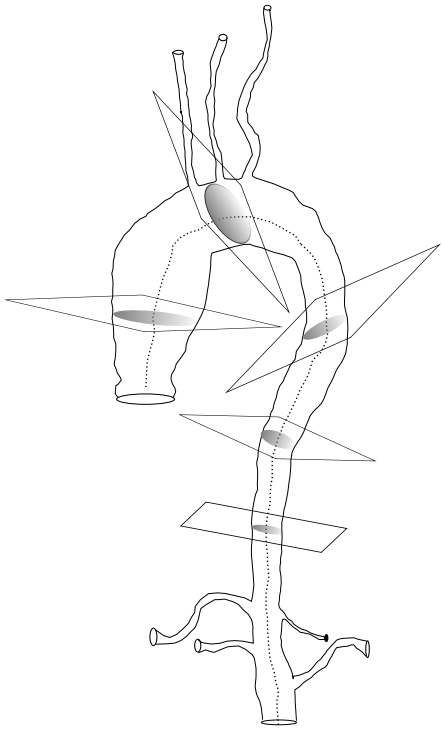


**Figura 4.5:** Planos normales de la línea central de la aorta torácica.

traslación son utilizadas para obtener la sección transversal de cada plano. Esto se realiza mediante la rotación de cada punto del plano $\psi$, resultando del producto de matrices:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = R_x \cdot R_y \cdot R_z \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix}$$

Donde $R_x$, $R_y$ y $R_z$ son las matrices de rotación en torno a los ejes $X$, $Y$ y $Z$. Como el eje $Z$ es invariante frente a rotaciones, $\alpha_z = 0 \Rightarrow \sin(\alpha_z) = 0$ y $\cos(\alpha_z) = 1$, por lo tanto la matriz de rotación quedará de la siguiente forma:

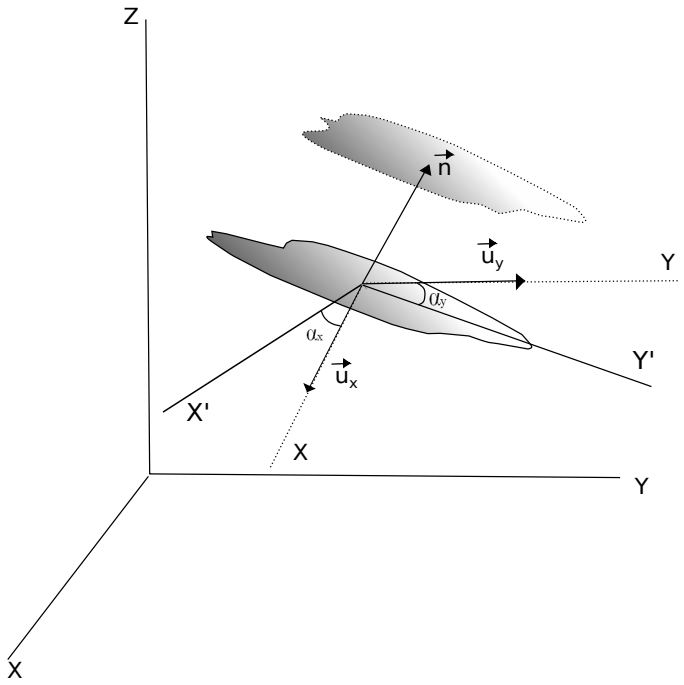



**Figura 4.6:** Dos planos normales consecutivos pertenecientes a la línea central y su inclinación respeto a los ejes $XY$ y $X'Y'$.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha_y)\cdot\cos(\alpha_x) & -\sin(\alpha_y)\cdot\sin(\alpha_x) & -\sin(\alpha_y)\cdot\cos(\alpha_x) \\ 0 & \cos(\alpha_x) & -\sin(\alpha_x) \\ \sin(\alpha_y) & \sin(\alpha_x)\cdot\cos(\alpha_y) & \cos(\alpha_y) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix}$$

La correcta aplicación de esta expresión requiere un análisis en detalle de los valores del signo para cada ángulo y la correcta aplicación del convenio de signos. El ángulo es positivo cuando se realiza la rotación en torno a alguno de los ejes en sentido horario. De este modo, los valores del signo de los ángulos $\alpha_x$ y $\alpha_y$ dependen del valor de las componentes del vector normal $\vec{N}$, que ha sido calculado previamente mediante la diferencia de coordenadas de dos puntos consecutivos de la línea central. Esto es debido a que este vector normal determina si la rotación del plano debe ser en sentido horario o antihorario alrededor de cada eje $X$ e $Y$.

Tras realizar la rotación del plano $\psi$, las coordenadas del plano son trasladadas a los puntos *p=(x,y,z)* de la línea central. Por consiguiente, las coordenadas transformadas del plano $\psi$ son:

$$\begin{aligned} x'' &= x' + x \\ y'' &= y' + y \\ z'' &= z' + z \end{aligned} \tag{4.14}$$

Donde, los puntos obtenidos *p(x",y",z")*, son los puntos del plano normal a la pared del vaso.

### 4.3.5. Calculo de Diámetros

A continuación se procede al cálculo de los diámetros máximo y mínimo para cada sección normal. Dada una aproximación del vaso, ambos diámetros son ortogonales. La determinación de los diámetros en cada sección normal es llevada a cabo mediante análisis de componentes principales [83] de los puntos de dichas secciones. Es bien conocido que la matriz de varianza/covarianza de una nube de puntos proporciona datos de los valores de dispersión de sus puntos (varianza) y de su distribución (covarianza). Su forma tiende a ser circular o elíptica dependiendo del valor de su covarianza. El eje principal de la nube de puntos es obtenido mediante el cálculo de los autovalores de la matriz.

En dos dimensiones, para una distribución bidimensional, el resultado final del análisis de componentes principales proporciona un nuevo sistema de coordenadas. La orientación de la nube de puntos se calcula a partir de la varianza de valor más elevado y se corresponde con el eje principal. La varianza de menor valor se corresponderá con el eje secundario. Los vectores que indican la orientación de los ejes principales son calculados mediante los autovalores de la matriz, de este modo se puede conocer las direcciones de los ejes de máxima y mínima varianza. Por lo tanto, para obtener los valores de diámetro máximo y mínimo, se calcula el tamaño de la región segmentada en ambas direcciones.

### 4.3.6. Factor de Escala

Para obtener valores correctos, es necesario realizar un ajuste adicional relacionado con la orientación espacial de los planos utilizados para calcular el diámetro, la distancia entre cortes del sistema de adquisición utilizado y el ancho de cada corte adquirido. Los diámetros calculados mediante *PCA* están referidos al plano *XY*, por lo tanto estos diámetros estarán expresados en dos dimensiones de la siguiente forma:

$$\vec{v} = v_x'\hat{x} + v_y'\hat{y} \tag{4.15}$$

Para determinar las dimensiones reales del diámetro del vaso, estos vectores deben ser trasladados al espacio $\mathbb{R}^3$. De este modo, los vectores que indican la dirección de los diámetros máximo y mínimo deberán ser expresados mediante:

$$\vec{v} = v_x\hat{x} + v_y\hat{y} + v_z\hat{z} \tag{4.16}$$

Por lo tanto, ante la necesidad de rotar los diámetros calculados previamente se utiliza de nuevo las matrices de rotación de la ecuación 4.3.4. La rotación de estos diámetros es determinada por los valores de los ángulos computados en el análisis previo *i.e.*, $\alpha_x$ y $\alpha_y$, que representan la inclinación de los planos normales de la pared del vaso en relación con los ejes *X* e *Y*. Finalmente el valor real de cada componente del vector $\vec{v}$ se obtiene multiplicando cada una de estas componentes por el tamaño del píxel en *X*, *Y* o *Z* según corresponda, y teniendo en cuenta además la posible separación entre los cortes consecutivos adquiridos inicialmente. La distancia entre estos cortes consecutivos es obtenida de la siguiente expresión:

$$Separación = p \cdot ST \tag{4.17}$$

Donde *p* es el *pitch factor* que está relacionado con el desplazamiento de la camilla sobre la que está colocado el paciente para una rotación completa (*360* grados), el número de cortes obtenidos en una rotación completa y el ancho de corte (*ST*). Ambos parámetros, *pitch* y *ST*, son obtenidos de la cabecera de las imágenes *DICOM*. Una vez el factor de escala ha sido calculado, los valores del diámetro son corregidos con el fin de obtener los valores reales del diámetro de la aorta en cada punto de la línea central.

## 4.4. Resultados

### 4.4.1. Resultados del Phantom

Aplicando este método a las imágenes correspondientes al *phantom* se obtuvo para la medida del diámetro un valor medio de *11,65 mm.* con un intervalo de confianza de 95 % de (*11,64-11,65*), *i.e.*, los valores de los límites de confianza fueron definidos como la diferencia media $\pm$ 1,96 la desviación *standard* de la diferencia. Con el fin de asegurar la robustez del método propuesto en relación a las posibles orientaciones espaciales del objeto que desea ser medido, dividimos el conjunto de los valores obtenidos en tres subconjuntos ($D_x$, $D_y$, y $D_z$) correspondientes a las distancias medidas en el *phantom* para cada uno de los tres ejes de rotación utilizados (Figura 4.7). Los valores medios del diámetro del tubo, y sus intervalos de confianza son mostrados en la tabla 4.1. El test ANOVA no encontro diferencias estadísticamente significativas *F=1,8803* (*p=0,1526>0,05*) entre los tres subconjuntos.

### 4.4.2. Resultados Clínicos

No existe la posibilidad de medir directamente el diámetro de la aorta de cada paciente. Por lo tanto hemos elegido las medidas del diámetro máximo obtenidas mediante el uso de un software comercial, como *gold standard*. De este modo, el algoritmo desarrollado fue probado en *15* casos reales con el

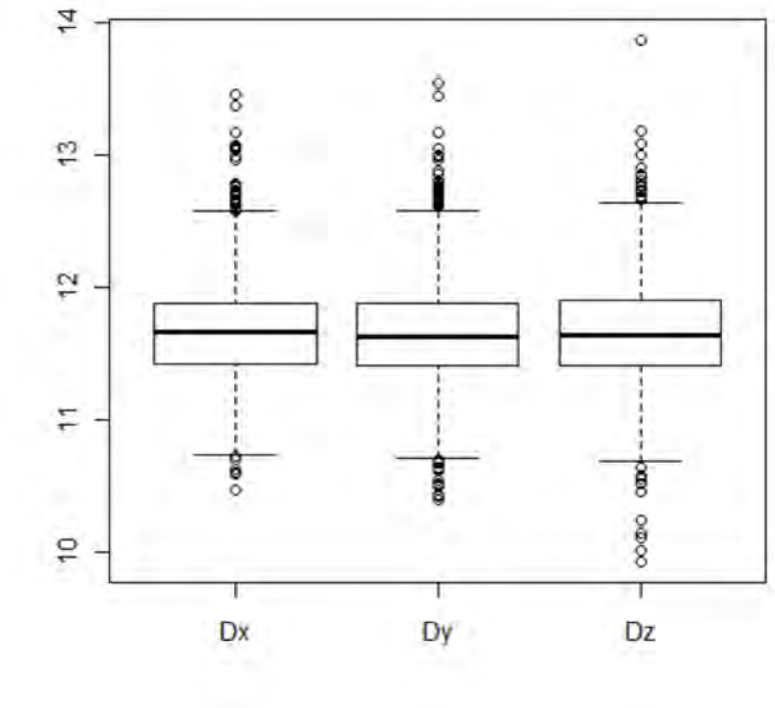



**Figura 4.7:** Valores medios de los tres subconjuntos ($D_x$, $D_y$ y $D_z$). Estos tres subconjuntos corresponden a las distancias medidas en cada eje de rotación.

| Eje de Rotación | Distancia Media | Intervalo de Confianza |
|---|---|---|
| $D_x$ | 11,65 | 11,64-11,66 |
| $D_y$ | 11,64 | 11,63-11,65 |
| $D_z$ | 11,65 | 11,64-11,66 |

**Tabla 4.1:** Distancia media e intervalo de confianza medido en cada uno de los ejes de rotación.

fin de asegurar su precisión en un entorno clínico, utilizando el software comercial *VesselIQ Xpress X-Ray (General Electric. Milwaukee, USA*). El software realiza una segmentación semi-automática de la aorta, y es necesaria la intervención del usuario para seleccionar varios puntos sobre las imágenes. Dos puntos son seleccionados por el usuario en la aorta descendente, tres en el arco aórtico y dos en la aorta

ascendente. Una vez la segmentación de la aorta ha sido completada, el software proporciona un gráfico con los valores de los diámetros máximo y mínimo a lo largo de la aorta.

La Figura 4.8 muestra el resultado de aplicar el algoritmo desarrollado en este trabajo a un caso clínico. La figura ilustra la reconstrucción volumétrica, la segmentación y un gráfico con el diámetro a lo largo de la aorta. Se obtuvo este resultado despues de ejecutar el algoritmo en una *CPU* de un núcleo de *2,8 GHz* durante ocho minutos. La obtención de un mayor rendimiento mediante la optimización del código fuente no fue el objetivo principal, ya que el trabajo fue focalizado en resolver un problema clínico de cierta dificultad. Por lo tanto, una mejora en el rendimiento es un posible futuro trabajo.

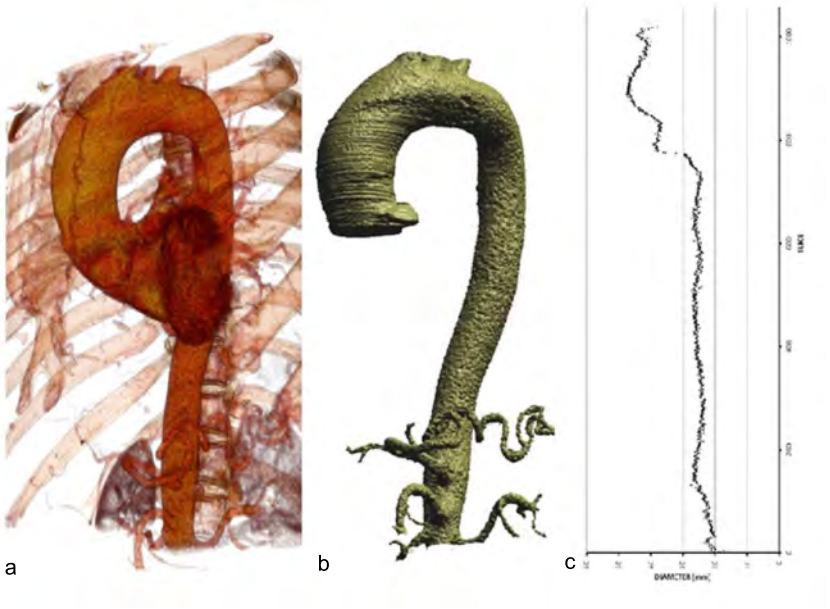



**Figura 4.8:** La Figura 4.8a. corresponde con una reconstrucción volumétrica de un caso clínico ingresado en la Unidad Radiodiagnóstica del Hóspital Clínico de Santiago de Compostela (*CHUS*) y obtenido mediante un *CT* multidetector. La Figura 4.8b corresponde con una reconstrucción volumétrica del mismo caso clínico llevado a cabo por el método propuesto. La Figura 4.8c muestra el diámetro a lo largo de la aorta en el mismo caso clínico.

La tabla 4.2 muestra el valor del diámetro máximo de la aorta obtenido mediante los dos métodos para cada paciente. Se pueden observar diferencias inferiores al 5 % entre ambos métodos. La Figura 4.9 sirve de comparación entre las mediciones realizadas mediante el método comercial frente al método automático. La gráfica incluye la línea de igualdad, es decir, la línea sobre la cual se encontrarían todos los puntos en el caso de que ambos métodos obtuviesen exactamente el mismo resultado. Podemos

observar que la linealidad de la distribución de los puntos es muy alta, lo cual demuestra el alto grado de acuerdo alcanzado por los dos métodos en la medición del diámetro de la aorta.

Para visualizar mejor la concordancia entre ambos métodos se muestra la gráfica de las diferencias entre las medidas de los dos métodos frente al diámetro aórtico (Figura 4.10). La gráfica incluye los límites de concordancia al 95 % . La diferencia media (automático menos comercial) es $\bar{d} = 0,2$ *mm*. y la desviación estándar de las diferencias es $sd = 1,4$ *mm*. Analizando el valor de las diferencias se puede observar que éstas se encuentran uniformemente distribuidas, por lo tanto se puede esperar que el 95 % de las diferencias se encuentren en el intervalo $\bar{d} \pm 1,96sd$. En este caso, esto significa que las diferencias entre ambos métodos están en el intervalo $[-2,9, 2,5]$ *mm*.

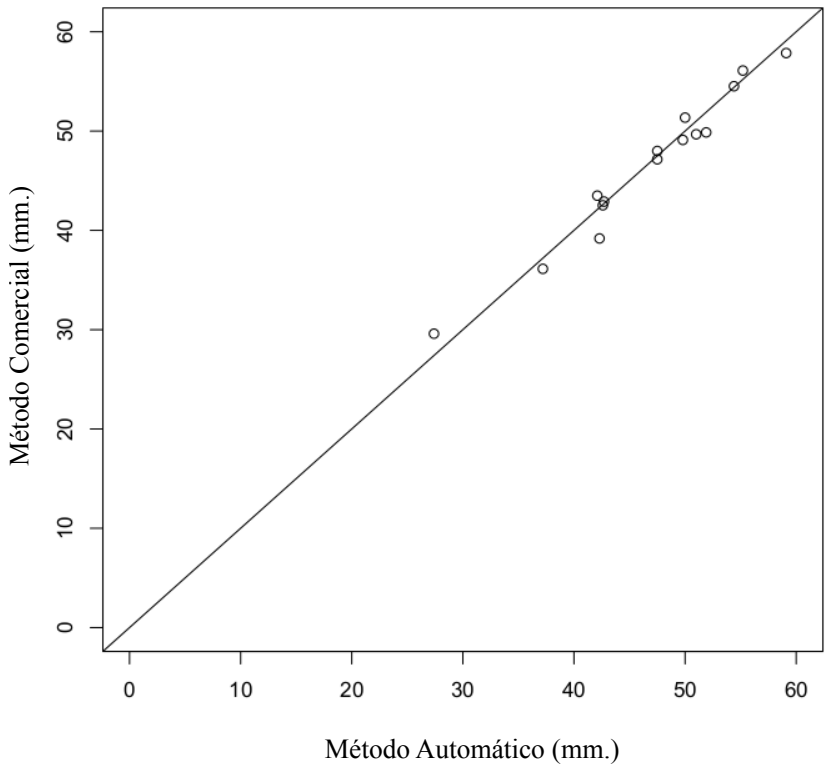



**Figura 4.9:** Diámetros de la aorta medidos por el método comercial y el método automático, con la línea de igualdad incluida.

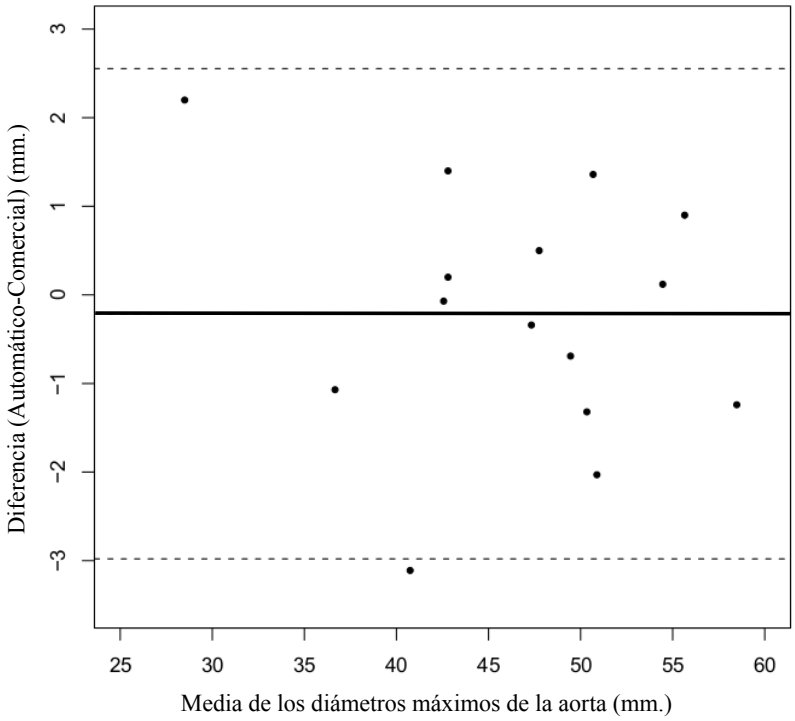



**Figura 4.10:** El gráfico de *Bland-Altman* corresponde al estudio de concordancia entre el método comercial y el método automático propuesto para lograr la medición de la sección normal de la aorta.

## 4.5. Discusión y Conclusiones

Es un hecho probado que resulta importante conocer el tamaño de la aorta debido a que ciertas decisiones relativas a los aneurismas aórticos dependen de dicho tamaño. Sin embargo, no siempre es fácil contestar a la pregunta *"¿Como de grande es la aorta?"*. Entre las fuentes de error que tienen lugar en la práctica clínica podemos destacar las siguientes: el nivel inherente de resolución de las actuales técnicas de adquisición de imagen disponibles, el incluir o no la pared aórtica en la medida, las limitaciones de las técnicas de imagen específicas para visualizar correctamente las partes de la aorta y la compleja geometría de la propia aorta [84]. Por otra parte, si se utiliza el método comercial implica la dedicación del especialista durante un tiempo de *15* a *20* minutos para cada caso clínico, dependiendo de la experiencia y pericia del médico. Por lo tanto, la utilización de un método automático implica no sólo ahorrar tiempo sino también algunas de las características inherentes del mismo tales como poder

| Paciente | Diámetros Software Comercial (mm.) | Diámetros Software Automático (mm.) |
|---|---|---|
| 1 | 42,1±1,1 | 44,5±0,4 |
| 2 | 55,2±0,9 | 56,1±0,4 |
| 3 | 27,4±1,1 | 29,6±0,3 |
| 4 | 47,5±0,9 | 48,0±0,4 |
| 5 | 42,7±1,0 | 42,9±0,3 |
| 6 | 42,7±1,0 | 36,1±0,3 |
| 7 | 42,7±1,0 | 49,9±0,4 |
| 8 | 42,7±1,0 | 54,5±0,3 |
| 9 | 42,7±1,0 | 49,1±0,4 |
| 10 | 42,7±1,0 | 57,9±0,5 |
| 11 | 42,7±1,0 | 51,4±0,3 |
| 12 | 42,7±1,0 | 49,7±0,3 |
| 13 | 42,7±1,0 | 39,2±0,4 |
| 14 | 42,7±1,0 | 47,2±0,3 |
| 15 | 42,7±1,0 | 42,5±0,3 |

**Tabla 4.2:** Valores máximos medidos en los casos clínicos utilizando el programa comercial y el método automático propuesto.

ejecutarse *off line* y la reproducibilidad de los resultados, que a su vez permite comparaciones más exhaustivas. Todo ello justifica la necesidad de desarrollar métodos automáticos, dada la ventaja que ofrecen sobre los métodos manuales o semiautomáticos actualmente en uso.

En este trabajo hemos desarrollado un método automático para realizar la medición del diámetro en cualquier punto a lo largo de la aorta torácica utilizando *PCA*. Por otra parte, se determina también el corte que separa la aorta ascendente y el arco aórtico, y entre la aorta descendente y el arco aórtico. Esto permite realizar una aproximación para detectar la presencia de una lesión tal como un aneurisma en cualquier punto a lo largo de la aorta. Este hecho es importante dado que clínicamente el tamaño de la lesión varía dependiendo de la región de la aorta torácica en la cual este localizada.

Una característica clave del método propuesto es el uso de *PCA* para determinar el diámetro máximo de la aorta. Algunos autores han propuesto el ajuste de las secciones de la aorta a formas matemáticas bien definidas, tales como círculos o elipses. Sin embargo esta clase de métodos son computacionalmente costosos debido a que están basados en el uso de métodos iterativos. Para minimizar este coste, algunos autores han propuesto una solución *ad-hoc*. De este modo, *Fitzgibbon et al.* [85] utilizaron un ajuste de mínimos cuadrados, específico para elipses, que minimiza la suma de las distancias al cuadrado de los puntos de la elipse. La otra alternativa ha venido siendo el uso de un análisis multidireccional. En este caso sólo se utilizan dos puntos de control para calcular cada diámetro, es decir, el punto central de la estructura y el punto de su frontera, lo cual hace que sea vulnerable a la presencia de artefactos. En

términos de la aorta, la presencia de artefactos implica la presencia de estructuras relacionadas con los troncos viscerales o troncos supraaórticos. Por lo tanto, no es descartable que el cálculo de las direcciones de los diámetros máximo y mínimo pueda estar influenciado por la presencia de estas ramificaciones laterales.

La Figura 4.11 muestra un corte axial con troncos viscerales conectados a la aorta. Se puede observar cómo la determinación de los diámetros varía dependiendo del tipo de método utilizado *i.e.*. el *PCA* (Figura 4.11a) o el análisis multidireccional (Figura 4.11b). La presencia de los troncos viscerales claramente desvía la dirección del diámetro máximo cuyo valor se incrementó apreciablemente en comparación con el valor obtenido con *PCA*. Como el algoritmo basado en *PCA* utiliza al completo el conjunto de puntos de la sección normal, es más robusto en el cálculo del valor de los diámetros, y reduce los efectos de los artefactos. Actualmente, hay soluciones comerciales disponibles que proporcionan a los radiólogos estimaciones del valor de la aorta a lo largo de la longitud de la misma. La mayoría de estas aplicaciones, sin embargo, no están totalmente automatizadas, es decir, el usuario tiene que definir unos puntos de partida para guiar al software en el proceso de segmentación, y los diámetros máximos son medidos manualmente sobre el gráfico final, lo mismo ocurre con la exclusión de los diámetros de los troncos supraaórticos, los troncos viscerales o cualquier artefacto que también es excluído de forma manual. El método automático propuesto representa un intento de eliminar tales inconvenientes en el cálculo de diámetros de los vasos.

Hemos demostrado cómo el grado de concordancia entre ambos métodos, automático y comercial, es lo suficientemente grande (Figura 4.10). Sin embargo, aunque las diferencias alcanzadas entre ambos métodos se encuentran dentro de los límites de confianza en todos los casos, sería importante demostrar si los dos métodos de medición son intercambiables para distinguir entre los casos normales y patológicos. El concepto de aorta normal no se ha establecido claramente en términos del diámetro. Factores como la edad, el sexo o la altura determinan el diámetro máximo de la aorta normal, pero hay un consenso de que cuando el diámetro de la aorta es superior al valor crítico de *50 mm.* de diámetro, algún tipo de enfermedad se está desarrollando. En nuestro caso las diferencias de medición de dicho diámetro por los dos métodos está dentro del intervalo $[-2{,}9, 2{,}5]$ *mm*., que es un orden de magnitud inferior al diámetro crítico. Así que podemos concluir que el método automático y comercial son intercambiables, no sólo para determinar con un alto grado de acuerdo el diámetro de la aorta, sino también para establecer si se trata de un caso patológico o no.

Uno de los inconvenientes del método descrito es que se hace necesario primero obtener una delimitación precisa de la línea central. Varios autores se han ocupado de este tema. *Kang et al.* [86] propusieron un método de deformación de la línea central utilizando un modelo tubular deformable que puede proporcionar resultados precisos en la cuantificación del vaso. *Frangi et al.* [87] describieron un modelo *B-Spline* activo, el cual también ha sido utilizado para lograr una precisa delineación de la línea central. En nuestro estudio, los cálculos de la sección normal son obtenidos a partir de puntos consecutivos de la línea central, después de aplicar un proceso de interpolación. La interpolación de los valores

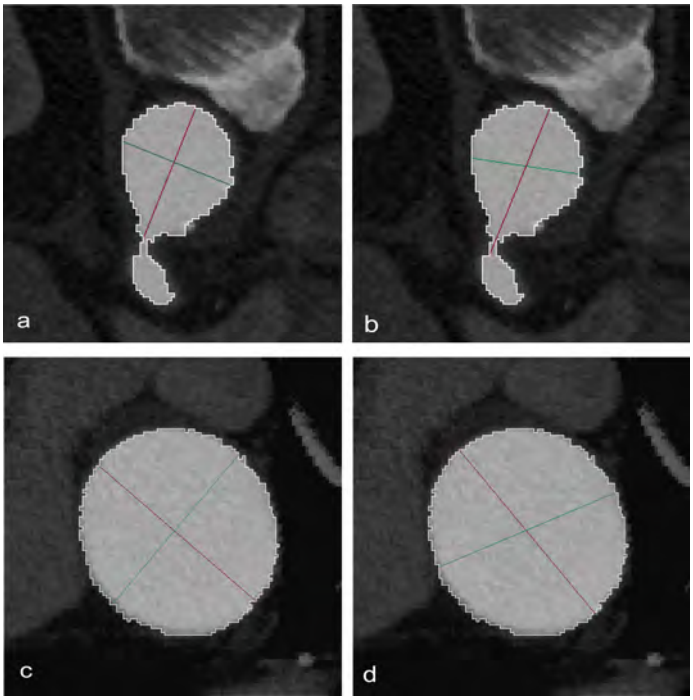



**Figura 4.11:** Diámetros máximos y mínimos medidos en una sección normal que incluyen una rama lateral de los troncos viscerales *a)* y *b)*. Diámetros máximos y mínimos medidos en una sección normal que incluyen un aneurisma de aorta torácico *c)* y *d)*. Los diámetros de las figuras *a* y *c* fueron calculados mediante análisis de componentes principales, y los diámetros de las figuras *b* y *d* fueron calculados mediante análisis multidireccional.

iniciales de la línea central mejora los resultados obtenidos por dos razones fundamentales. Primero, porque se alcanza una mayor precisión debido al gran número de puntos obtenidos por el incremento del número de secciones normales calculadas. Segundo, porque las fluctuaciones asociadas al cálculo de la posición de cada punto en la línea central fueron reducidas. De este modo, los valores calculados de los ángulos de la sección normal de la aorta ($\alpha_x$ e $\alpha_y$) variaron de forma más suave (Figura 4.12) que en la situación previa a la interpolación (Figura 4.13). El resultado fue una transición más suave entre posiciones consecutivas en cada sección transversal.

Finalmente cabe resaltar que actualmente, hay soluciones comerciales disponibles que proporcionan a los radiólogos datos estimados de los diámetros a lo largo de la aorta. Muchas de estas aplicaciones, sin embargo, no son completamente automáticas *i.e.*, el usuario tiene que indicar una serie de puntos de partida para guiar el software en el proceso de segmentación, los diámetros máximo y mínimo son medidos manualmente sobre la gráfica, y la tarea de excluir los diámetros de los troncos supraaórticos,

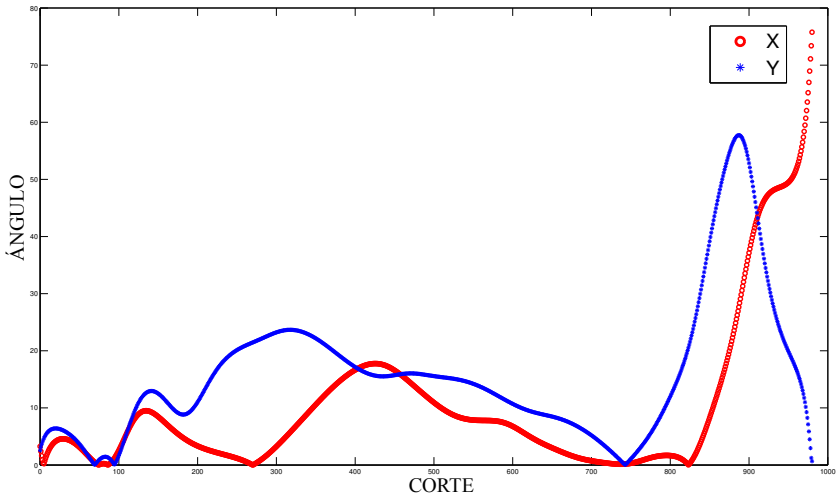



**Figura 4.12:** Valores de los ángulos de inclinación de la sección normal en relación al plano *X* (puntos azules) y al plano *Y* (puntos rojos) después de la interpolación.

los troncos viscerales y cualquier artefacto es llevado a cabo de forma manual. El método automático propuesto representa un intento para eliminar tales inconvenientes.

En conclusión, este estudio representa un intento por automatizar el cálculo del diámetro de la aorta y ha puesto de manifiesto el potencial del *PCA* para su determinación. El cálculo automático de este valor es de gran beneficio para el diseño y desarrollo de sistemas de ayuda al diagnóstico y para el seguimiento de los trastornos de la aorta. El método mejora el rendimiento de *CTA* explotando todo su potencial como herramienta para el análisis cuantitativo de la imagen.

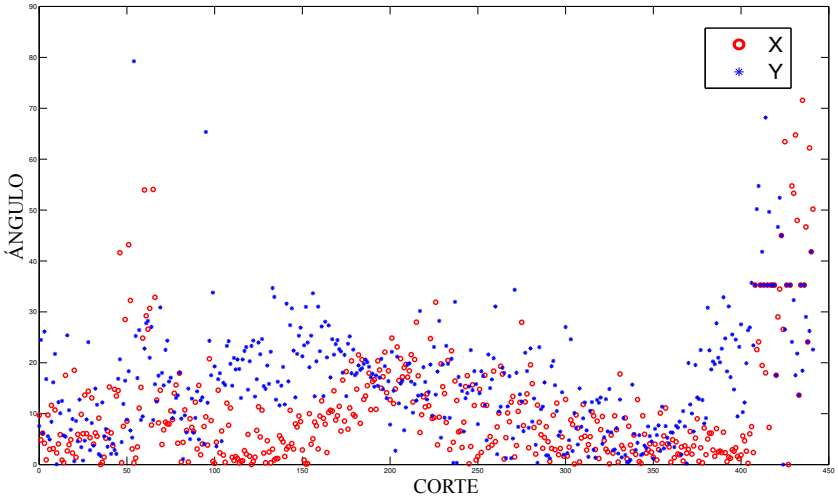



**Figura 4.13:** Valores de los ángulos de inclinación de la sección normal en relación al plano $X$ (puntos azules) y al plano $Y$ (puntos rojos) antes del proceso de interpolación.

Capítulo 5

# Resultados de Segmentación de la Aorta

## 5.1. Introducción

El análisis de la aorta torácica supone mucho tiempo de trabajo por parte del radiólogo, además con frecuencia se hace necesario el trabajo de radiólogos con mucha experiencia. El diseño y desarrollo de un sistema de medición automático podría reducir la carga de trabajo del radiólogo vascular y mejorar el conocimiento de la aorta torácica de radiólogos especializados en ramas distintas de la radiología vascular.

Erbel y Eggebrech [88] definieron dos parámetros para establecer las dimensiones normales de la aorta torácica: edad y área de la superficie corporal (*BSA*), estimando este último mediante la talla y el peso. Sin embargo, aunque en los últimos años se está realizando un importante esfuerzo para entender el comportamiento mecánico de la aorta [89] e intentar introducir estos nuevos factores para realizar un pronóstico, el criterio final sigue siendo exclusivamente el diámetro del aneurisma [84]. Actualmente se admite que el diámetro del aneurisma no es el único determinante del riesgo de ruptura. Factores como la edad, el sexo, la altura, raza o tipo de alimentación de los individuos podrían tener una influencia importante [90][91].

La intervención quirúrgica está indicada cuando el díametro de la aorta ascendente excede los *5,5 cm.* para la mayoría de los pacientes. Para pacientes con síntomas adicionales tales como la enfermedad de *Marfan*, válvula aórtica bicúspide, o un historial familiar de disecciones aórticas, este valor se relaja hasta valores de *5 cm.*. Para la aorta descendente, el criterio es algo más relajado (*5,5-6,0 cm.*) [16].

Si tomamos como criterio fundamental el diámetro de la aorta se hace necesario extraer previamente su volumen a partir de la imagen tomográfica. La obtención de los diámetros se puede hacer de forma manual y siempre sobre el interior de su luz [78], ya que este diámetro es el que define la existencia o no de un posible aneurisma. Sin embargo durante la realización del proceso manual existen varios factores que introducen una serie de errores en el proceso de medida. Estos errores tienen como consecuencia

una diferencia entre el tamaño de medida del aneurisma y el tamaño real del mismo. Un error habitual se deriva de que el radiólogo no puede determinar exactamente la misma localización del máximo diámetro del aneurisma en los controles sucesivos. La incorrecta identificación de los límites de la pared aórtica suele ser también una fuente común de error [92]. También es de gran importancia realizar la medición de los diámetros en el plano normal a la pared del vaso y no sobre los planos axiales representados en la imagen tomográfica, ya que cuando los planos axiales comienzan a tener cierta angulación dejan de ser válidos para la determinación de estos valores [93]. Por último las medidas realizadas de forma manual llevan asociado un error debido a la variabilidad inter e intraobservador, siendo este error de aproximadamente *5 mm.*, pudiendo representar aproximadamente un 10 % del diámetro total del vaso [94][95]. Por todo ello es de gran importancia obtener de la manera más exacta posible una segmentación automática.

La mayoría de los métodos presentes en la literatura para realizar la segmentación automática de aorta se centran en la aorta abdominal [96], donde, gracias al alto contraste de la imagen producido por el agente radiopaco, se obtienen unos bordes bien definidos [57][63]. El uso de un medio de contraste facilita en gran medida la segmentación de la aorta torácica en su parte descendente y en el cayado aórtico al igual que sucede en la aorta abdominal. Sin embargo, existe una gran dificultad para segmentar de forma automática la región ascendente [43][44], ya que está intimamente relacionada con el corazón, que se encuentra igualmente lleno de contraste lo que hace prácticamente indistinguible el límite entre ambas estructuras. Este aspecto dificulta especialmente el análisis de este segmento arterial. Por esta razón, el propósito de este estudio fue evaluar el software [59] de segmentación automática para aneurismas de aorta torácica desarrollado, y evaluar su reproducibilidad y exactitud comparándolo con dos segmentaciones manuales realizadas por dos radiólogos y que son consideradas como referencia y estándard.

## 5.2. Material y Métodos

### 5.2.1. Pacientes

Entre enero de *2010* y abril de *2013* se creó una base de datos, formada por *32* pacientes y *14,128* imágenes de aorta torácica obtenidas en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela (*CHUS*). El estudio fue llevado a cabo conforme a las directrices del Comité de Ética local y el manual de ética médica emitidos por la Asociación Médica Mundial. Todos los pacientes dieron su consentimiento informado por escrito para someterse a un examen de *CT* y todos los datos sensibles fueron anonimizados.

El estudio estuvo formado por *19* pacientes con *AAT*, *15* hombres y *4* mujeres, con una edad media de $61,6 \pm 4,2$ años y $61,5 \pm 4,8$, respectivamente, y *13* pacientes sin *AAT* selecionados aleatoriamente, 9 hombres y 4 mujeres, con una edad media de $59,8 \pm 5,6$ años y $59,3 \pm 4$ años respectivamente.

Para los casos positivos el criterio de inclusión fue la presencia de aneurisma de aorta torácica, definido por un diámetro mayor que *5,5 cm.* para la aorta ascendente, y *5,5* a *6,0 cm.* de la aorta descendente. Entre los casos de aneurisma, *17* estuvieron situados en la aorta ascendente, y en *2* casos afectó a la aorta ascendente, descendente y al arco. Los pacientes sin *AAT* fueron seleccionados al azar a partir de estudios realizados con características de aquisición similares, es decir, datos y administración de contraste. Los pacientes se incluyeron de forma prospectiva y los datos se analizaron posteriormente.

### 5.2.2. Protocolo MDCT

Todas las imágenes fueron obtenidas mediante un escáner multidetector de 64 detectores *MDCT* (*Lightspeed VCT; GE Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin*), dado que su modo de adquisición volumétrica es el más adecuado para realizar reconstrucciones multiplanares y tridimensionales, proporcionando así más información sobre la naturaleza de la enfermedad. En la actualidad esta modalidad de imagen es considerada como el *gold standard* para el estudio de este tipo de enfermedades [97][98][67].

Los parámetros del estudio fueron los siguientes: el voltaje del tubo varió entre *100*, *110* y *120 kVp* y en todos los casos el ancho de corte fue de *0,625 mm*. La intensidad de corriente osciló de *156* a *499 mA.* y el *pitch* entre *1* y *1,5*.

El medio de contraste radiopaco intravenoso se administró antes de la adquisición de las imágenenes para mejorar la visibilidad del lumen. El volumen total de contraste varió desde *100* a *140 cc.* según el peso del paciente y se administró mediante un flujo de contraste de *4* a *5 cc.* por segundo. Después de la administración de contraste, se dio un tiempo para permitir una eficaz opacificación de la aorta torácica antes de la adquisición de la imagen con el paciente en la apnea.

Las imágenes resultantes fueron almacenadas en formato *DICOM* en el *PACS* local donde estuvieron disponibles para este estudio.

### 5.2.3. Método de Medida Automático

Se ha desarrollado un software que permite la segmentación automática de la aorta torácica. El método automático consiste en cuatro pasos básicos y no es necesaria la interacción por parte del usuario en la totalidad del proceso. El método propuesto ya ha sido descrito en el capítulo *3* y consiste en los siguientes pasos: *i)* El proceso de segmentación es inicializado en el corte más caudal de cada caso. En esta región la aorta es circular y opacificada con contraste, por lo que es fácilmente distinguible de los tejidos adyacentes. Buscando automáticamente formas circulares, se puede encontrar la posición de la aorta y utilizarla como punto de inicio para la completa segmentación de la aorta. *ii)* Las coordenadas calculadas anteriormente se utilizaron como punto de partida del crecimiento del volumen. El software evalúa los valores de la media y varianza en el entorno de estas coordenadas y determina los puntos a añadir. En cada iteración se añaden nuevos puntos de la imagen hasta completar la segmentación de la

aorta descendente, el arco aórtico y una porción de la aorta ascendente (sección $Z_1$ en la Figura 5.1).*iii)* La posición de la sección sirve como punto de inicialización para la segmentación de la sección $Z_2$ (Figura 5.1). La región $Z_2$ que corresponde con la región ascendente de la aorta está caracterizada por la unión de la aorta con el ventrículo izquierdo y por la proximidad con otras cámaras cardíacas y la arteria pulmonar que también están llenas de contraste. Esto deriva en la necesidad de utilizar técnicas de segmentación más complejas para evitar errores en dicho proceso. La segmentación de la sección $Z_2$ asume variación suave de la forma en cortes consecutivos. Este supuesto es necesario para realizar una segmentación 2D en la que cada corte será segmentado de forma individual mediante *level set*. El resultado obtenido para cada corte se utiliza para inicializar la segmentación del siguiente corte.




**Figura 5.1:** Regiones segmentadas de la aorta torácica utilizando el método automático.

### 5.2.4. Método de Segmentación Manual

La segmentación manual fue llevado a cabo por dos expertos radiólogos vasculares del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela (*CHUS*) con *20* años (experto A), y *6* años (experto B) de experiencia en imagen vascular respectivamente. El proceso consistió en el trazado manual del interior de la pared de la aorta en cada corte de *CT*. El proceso fue realizado mediante el uso de una tableta gráfica (*Graph Wacom Cintiq 21UX*) que incluyen lápiz óptico para el trazado manual de bordes sobre la imagen visualizada. Para ello se desarrolló un programa informático que permitía al radiólo-

go realizar la segmentación manual y almacenar el resultado de la misma. Debido al gran número de imágenes disponibles en la base de datos se optó por segmentar de forma completa solamente las de *10* pacientes. En el resto de casos se ha segmentado solo un porcentaje del total de los cortes. Para ello se valoró la dificultad específica de cada región a segmentar determinada por el radiólogo.

De este modo, se extrajeron un 20 % de los cortes que corresponden a la aorta descendente, y un 30 % en la región perteneciente al arco aórtico. Por el contrario, para la aorta ascendente que es la más difícil de segmentar ya que los bordes de esta región no están bien definidos, se estableció que un 40 % de los cortes tenían que ser segmentados. Durante el proceso de segmentación los radiólogos han tenido acceso a herramientas adicionales de realce de contraste en la imagen de la región de interés, *zoom* o la posibilidad de disponer de distintos grosores de trazado para perfilar zonas más complejas.

### 5.2.5. Análisis Estadístico

#### Reproducibilidad Interobservador

El nivel de concordancia entre ambos radiólogos fue evaluado mediante el uso de gráficos de *Bland-Altman* [99], con la finalidad de saber si existen diferencias estadísticamente significativas. La concordancia entre los dos radiólogos también fue estimada mediante el factor *ICC* (Índice de Correlación Intraclase). Se consideró que valores de *ICC* menores de *0,4* producían una concordancia positiva pero pobre; valores situados entre *0,41-0,60* representan una buena concordancia, y más de *0,80* fue considerado como una concordancia excelente.

#### Validación

Con el fin de comparar los resultados obtenidos desde el punto de vista inter-observador, los resultados de las segmentaciones han sido presentados mediante distintos tipos de análisis comparativo. Se ha utilizado el factor *DSC*, utilizado en distintos estudios de segmentación [63], y que ya se ha definido previamente como:

$$DSC = 2\frac{A \cap B}{A \cup B} \tag{5.1}$$

$$DSC_{error} = 2\frac{|\,V(A) - V(B)\,|}{V(B)} \tag{5.2}$$

donde $A$ y $B$ son las máscaras de las segmentaciones manual y automática. Se considera que un valor de *0* indica que las dos zonas o volúmenes no se superponen, mientras que un valor de *1* indica una superposición completa.

Para los *32* pacientes analizados, se utilizó un gráfico de *Bland-Altman* para comparar los dos métodos de segmentación, con el fin de determinar si son intercambiables. Los gráficos de *Bland-Altman*

muestran el resultado obtenido cuando el límite de concordancia es de un 95 %, o en otras palabras cuando los valores de los límites de concordancia están establecidos por la diferencia media $\pm$ 1,96 veces la desviación *standard* de las diferencias.

Para determinar la correlación lineal entre ambos métodos, se calculó el coeficiente de correlación de *Pearson* para cada región aórtica por separado. Además, éste se complementó con el coeficiente de correlación intraclase (*ICC*) ya que el de *Pearson* por si solo no proporciona una estimación precisa del grado de concordancia entre dos medidas, dado que dos cantidades pueden variar de manera sistemática, con una perfecta correlación (*r=1*), pero una concordancia nula.

#### Tiempo de Medición

Para la estimación del tiempo empleado en la segmentación de los casos, tanto para el método manual como para el método automático, se calcularon las medias de los tiempos empleados en ambos casos para las segmentaciones completas de los casos.

## 5.3. Resultados

En todos los casos incluidos en el estudio se llevó a cabo la segmentación tanto manual como automática. Ningún estudio fue excluido debido a las deficiencias en la segmentación automática.

Con el fin de determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre la segmentación manual realizada de forma completa y la segmentación manual parcial en la cual se segmentaron de forma aleatoria algunos de los cortes, se utilizó un gráfico de *Bland-Altman* para mostrar los resultados obtenidos en diez casos segmentados de estas dos formas (Figura 5.2). No se observaron diferencias estadísticamente significativas ya que todos los casos se encontraban dentro del intervalo de confianza.

### 5.3.1. Reproducibilidad Intraobservador

Las gráficas de *Bland-Altman* que se muestran en la Figura 5.3 y Figura 5.4 muestran el resultado de los volúmenes segmentados parcialmente en los *32* casos utilizados en el estudio. Se observa como solo en *2* casos (5 %) existen puntos fuera de los límites de confianza para la comparación entre la segmentación del método automático y la realizada tanto por el radiólogo A como por el radiólogo B. De este modo, se puede afirmar que no existen diferencias estadísticamente significativas.

La reproducibilidad de la segmentación manual en las tablas 5.2, 5.3 y 5.4 fue calculada utilizando el coeficiente de *Pearson*, el coeficiente *DSC* y el coeficiente *ICC* respectivamente.

| Paciente | Manual Experto A ($cm^3$) | Manual Experto B ($cm^3$) | Software ($cm^3$) |
|---|---|---|---|
| 1 | 71,31 | 70,69 | 66,30 |
| 2 | 32,60 | 33,58 | 31,16 |
| 3 | 38,02 | 39,10 | 38,23 |
| 4 | 42,90 | 52,42 | 41,40 |
| 5 | 83,04 | 80,77 | 73,27 |
| 6 | 106,24 | 101,37 | 98,02 |
| 7 | 151,01 | 147,80 | 143,79 |
| 8 | 40,76 | 42,35 | 40,02 |
| 9 | 85,09 | 85,17 | 82,69 |
| 10 | 148,89 | 150,19 | 142,58 |
| 11 | 51,72 | 51,50 | 48,77 |
| 12 | 94,74 | 95,84 | 89,41 |
| 13 | 98,11 | 103,42 | 93,73 |
| 14 | 92,08 | 102,17 | 90,57 |
| 15 | 43,18 | 44,87 | 40,72 |
| 16 | 127,44 | 140,92 | 118,59 |
| 17 | 169,26 | 190,87 | 174,24 |
| 18 | 69,66 | 72,32 | 64,76 |
| 19 | 66,86 | 75,02 | 65,82 |
| 20 | 133,90 | 156,94 | 131,96 |
| 21 | 107,07 | 108,78 | 107,25 |
| 22 | 102,48 | 108,42 | 100,80 |
| 23 | 75,57 | 80,41 | 75,33 |
| 24 | 120,65 | 118,94 | 113,59 |
| 25 | 297,02 | 296,30 | 290,95 |
| 26 | 508,52 | 517,20 | 495,98 |
| 27 | 364,14 | 359,65 | 345,31 |
| 28 | 121,67 | 123,71 | 118,64 |
| 29 | 106,10 | 103,60 | 104,24 |
| 30 | 139,01 | 137,77 | 132,04 |
| 31 | 77,356 | 77,10 | 75,47 |
| 32 | 118,79 | 118,27 | 115,16 |

**Tabla 5.1:** Resultados de los volúmenes segmentados por los dos expertos y el método automático.

| Paciente | Desc. (Exp. A) | Arco (Exp. A) | Asc. (Exp. A) | Desc. (Exp. B) | Arco (Exp. B) | Asc. (Exp. B) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 0,969 | 0,999 | 0,923 | 0,879 | 0,999 | 0,616 |
| 2 | 0,998 | 1 | 0,982 | 0.810 | 1 | 0,921 |
| 3 | 0,939 | 0,968 | 0,946 | 0,907 | 0,942 | 0,828 |
| 4 | 0,928 | 0,991 | 0,971 | 0,810 | 0,956 | 0,829 |
| 5 | 0,801 | 0,956 | 0,568 | 0,822 | 0,952 | 0,491 |
| 6 | 0,957 | 0,975 | 0,915 | 0,934 | 0,974 | 0,850 |
| 7 | 0,989 | 0,964 | 0,979 | 0,951 | 0,971 | 0,906 |
| 8 | 0,454 | 0,996 | 0,458 | 0,701 | 0,990 | 0,690 |
| 9 | 0,922 | 0,986 | 0,975 | 0,769 | 0,985 | 0,927 |
| 10 | 0,980 | 0,982 | 0,965 | 0,908 | 0,984 | 0,884 |
| 11 | 0,984 | 0,984 | 0,831 | 0,956 | 0,972 | 0,803 |
| 12 | 0,732 | 0,968 | 0,928 | 0,704 | 0,914 | 0,901 |
| 13 | 0,851 | 0,998 | 0,838 | 0,909 | 0,992 | 0,709 |
| 14 | 0,830 | 0,997 | 0,983 | 0,445 | 0,981 | 0,950 |
| 15 | 0,957 | 0,985 | 0,600 | 0,946 | 0,986 | 0,324 |
| 16 | 0,976 | 0,978 | 0,975 | 0,931 | 0,970 | 0,943 |
| 17 | 0,998 | 0,982 | 0,997 | 0,980 | 0,958 | 0,984 |
| 18 | 0,998 | 0,996 | 0,942 | 0,986 | 0,999 | 0,862 |
| 19 | 0,977 | 0,996 | 0,998 | 0,913 | 0,977 | 0,988 |
| 20 | 0,577 | 0,991 | 0,325 | 0,946 | 0,984 | 0,476 |
| 21 | 0,990 | 0,999 | 0,977 | 0,969 | 0,995 | 0,918 |
| 22 | 0,980 | 0,997 | 0,985 | 0,928 | 0,963 | 0,963 |
| 23 | 0,991 | 0,998 | 0,993 | 0,963 | 0,991 | 0,975 |
| 24 | 0,862 | 0,994 | 0,950 | 0,779 | 0,985 | 0,859 |
| 25 | 0,999 | 0,965 | 0,981 | 0,999 | 0,914 | 0,970 |
| 26 | 0,972 | 0,997 | 0,988 | 0,923 | 0,982 | 0,949 |
| 27 | 0,902 | 0,999 | 0,956 | 0,733 | 0,993 | 0,912 |
| 28 | 0,990 | 0,883 | 0,970 | 0,967 | 0,867 | 0,946 |
| 29 | 0,879 | 0,999 | 0,835 | 0,923 | 0,997 | 0,739 |
| 30 | 0,987 | 0,805 | 0,992 | 0,956 | 0,816 | 0,903 |
| 31 | 0,800 | 0,995 | 0,989 | 0,661 | 0,987 | 0,971 |
| 32 | 0,973 | 0,997 | 0,997 | 0,893 | 0,970 | 0,987 |

**Tabla 5.2:** Coeficiente de correlación de *Pearson* para cada una de las regiones de la aorta torácica comparando el método automático y el método manual.

| Paciente | *DSC* Desc.(%) (Exp. A) | *DSC* Arco(%) (Exp. A) | *DSC* Asc.(%) (Exp. A) | *DSC* Desc.(%) (Exp. B) | *DSC* Arco(%) (Exp. B) | *DSC* Asc.(%) (Exp. B) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 95,11±0,30 | 96,70±0,26 | 92,57±0,41 | 86,26±1,48 | 96,70±0,26 | 89,64±2,08 |
| 2 | 95,38±1,35E-7 | 96,52±0,01 | 92,94±0,01 | 93,83±2,82 | 94,73±0,19 | 88,53±2,63 |
| 3 | 94,57±0,21 | 94,65±0,28 | 94,53±0,37 | 92,79±0,56 | 93,93±0,44 | 90,61±1,13 |
| 4 | 94,12±0,39 | 94,52±0,34 | 92,98±0,49 | 84,71±1,31 | 89,13±1,58 | 87,10±1,54 |
| 5 | 90,00±0,33 | 92,67±0,81 | 94,53±0,37 | 91,27±0,42 | 94,34±3,15 | 91,15±1,12 |
| 6 | 99,58±2,92 | 89,20±1,33 | 97,02±0,29 | 98,01±2,94 | 88,06±1,34 | 94,51±0,82 |
| 7 | 95,66±0,23 | 96,05±0,50 | 97,86±0,08 | 95,12±0,20 | 94,77±0,54 | 96,25±0,13 |
| 8 | 91,52±0,33 | 95,71±0,18 | 96,44±0,22 | 90,06±0,37 | 95,59±0,26 | 94,71±0,37 |
| 9 | 91,92±0,28 | 88,21±3,20 | 97,62±0,11 | 92,39±1,67 | 87,22±2,98 | 96,10±0,17 |
| 10 | 94,99±0,16 | 95,74±0,22 | 97,56±0,10 | 93,54±0,39 | 91,97±0,71 | 95,57±0,63 |
| 11 | 93,60±0,28 | 96,29±0,23 | 96,79±0,58 | 92,76±0,32 | 94,56±0,29 | 94,76±0,51 |
| 12 | 93,88±0,20 | 95,71±0,33 | 97,80±0,47 | 93,77±1,55 | 94,20±0,36 | 95,99±0,77 |
| 13 | 93,82±0,22 | 94,65±0,68 | 96,43±0,39 | 95,56±0,26 | 94,00±1,22 | 97,71±1,66 |
| 14 | 95,07±0,16 | 98,26±0,40 | 95,12±0,09 | 88,25±0,43 | 89,88±1,22 | 91,19±0,12 |
| 15 | 89,69±0,92 | 84,22±2,31 | 90,98±1,77 | 82,29±1,40 | 82,42±3,01 | 98,61±2,50 |
| 16 | 94,83±0,24 | 95,90±0,61 | 92,51±0,60 | 88,05±0,99 | 94,36±0,95 | 89,08±0,98 |
| 17 | 95,83±0,13 | 91,61±2,18 | 96,18±0,32 | 91,97±0,81 | 97,09±1,64 | 95,54±0,37 |
| 18 | 95,73±0,16 | 97,49±0,10 | 94,59±0,27 | 89,78±0,95 | 93,68±1,73 | 94,21±0,44 |
| 19 | 93,44±2,07 | 94,28±0,15 | 96,81±0,95 | 82,09±1,27 | 92,78±0,55 | 93,01±0,42 |
| 20 | 97,61±0,84 | 93,62±0,63 | 97,04±1,61 | 93,89±0,20 | 86,78±2,33 | 97,16±3,04 |
| 21 | 97,91±0,08 | 97,06±0,21 | 97,86±0,12 | 97,31±0,18 | 95,37±1,02 | 97,54±0,17 |
| 22 | 94,58±0,32 | 97,06±0,09 | 97,36±0,24 | 88,66±0,55 | 92,29±0,36 | 95,99±0,26 |
| 23 | 95,14±0,22 | 95,75±0,55 | 95,27±0,64 | 91,68±0,39 | 93,92±0,54 | 96,28±1,83 |
| 24 | 94,01±0,17 | 95,63±0,29 | 99,03±0,22 | 92,32±0,25 | 94,00±0,47 | 99,35±2,08 |
| 25 | 96,54±0,13 | 95,60±0,16 | 97,87±0,15 | 94,90±0,11 | 94,72±0,25 | 96,49±1,38 |
| 26 | 96,00±0,15 | 96,23±0,34 | 96,71±0,23 | 93,16±0,22 | 93,42±0,49 | 95,10±0,25 |
| 27 | 97,92±0,23 | 95,42±0,03 | 97,76±0,11 | 96,70±2,26 | 93,66±0,47 | 95,23±0,23 |
| 28 | 96,21±0,12 | 95,07±1,50 | 97,07±0,32 | 95,25±1,57 | 93,45±1,52 | 95,57±0,35 |
| 29 | 94,52±0,62 | 93,64±1,33 | 98,26±0,10 | 94,43±0,16 | 91,62±1,46 | 96,46±0,14 |
| 30 | 96,13±0,16 | 93,90±1,79 | 96,99±0,39 | 94,33±0,21 | 93,30±1,73 | 94,81±0,99 |
| 31 | 92,47±0,42 | 97,32±0,19 | 96,47±0,36 | 89,73±0,43 | 95,77±0,27 | 94,67±0,52 |
| 32 | 94,61±0,23 | 97,34±0,17 | 97,99±0,09 | 93,45±0,24 | 94,40±0,62 | 96,26±0,16 |

**Tabla 5.3:** Coeficiente de superposición para cada una de las regiones de la aorta torácica comparando el método automático y el método manual.

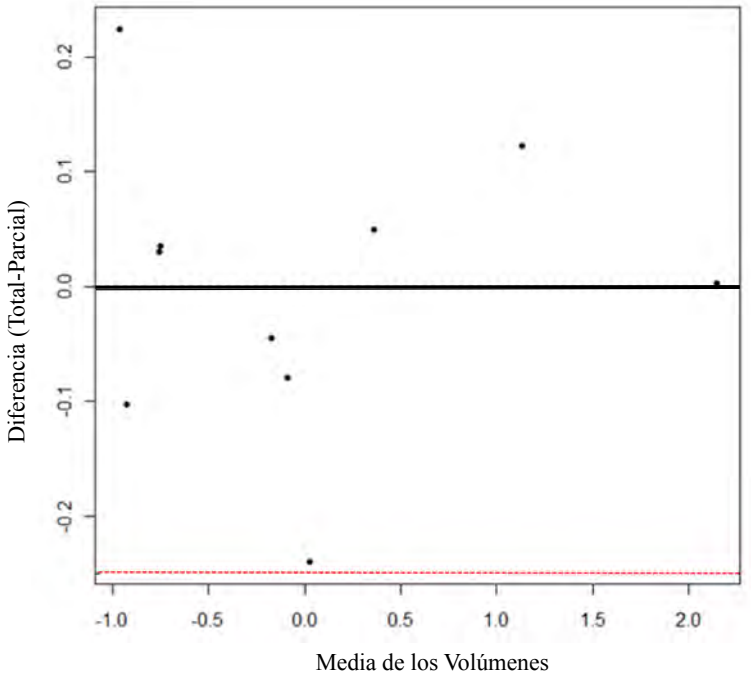



**Figura 5.2:** Gráfico de *Bland-Altman* en el que se puede compara la segmentación completa de diez de los casos con la segmentación parcial aleatoria en esos mismos casos realizadas ambas por el experto A.

### 5.3.2. Evaluación de Concordancia entre Ambos Métodos

La tabla 5.1 muestra los volúmenes parciales segmentados por los radiólogos, y los volúmenes obtenidos por el método propuesto. Los volúmenes parcialmente segmentados por el método propuesto son sensiblemente inferiores que los realizados por los radiólogos.

Los resultados del coeficiente de correlación de *Pearson* se muestran en la tabla 5.2. Para cada paciente se calculó el coeficiente de correlación de *Pearson* para cada una de las distintas regiones: la aorta ascendente, la aorta descendente y el arco aórtico. Dicha tabla muestra las correlaciones de las segmentaciones manuales realizadas por los radiólogos y el método de segmentación propuesto. Las medias de los valores obtenidos para cada una de las regiones fueron: $0{,}911 \pm 0{,}022$ en la región descendente, $0{,}979 \pm 0{,}011$ en el arco aórtico, y $0{,}897 \pm 0{,}029$ en la región ascendente para el experto A con un valor medio para el volumen total de $0{,}929 \pm 0{,}013$. Los valores obtenidos por el experto B fueron de de $0{,}872 \pm 0{,}021$ en la región descendente, $0{,}967 \pm 0{,}015$ para el arco aórtico y $0{,}843 \pm 0.030$ para la región ascendente con un valor medio para la aorta entera de $0{,}894 \pm 0{,}013$.

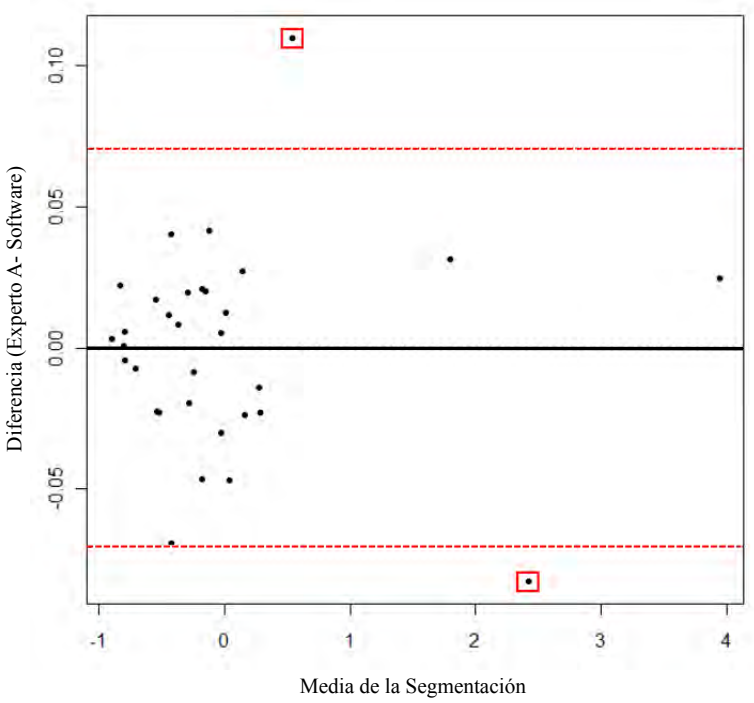



**Figura 5.3:** Gráfico de *Bland-Altman* que muestra los datos obtenidos de la segmentación parcial de los *32* casos llevados a cabo por el experto A y el método automático.

Los coeficientes de similaridad de la segmentación para ambas segmentaciones manuales y el método de segmentación automático se muestra en la tabla 5.3. El factor *DSC* para la segmentación del radiólogo A fue: *94,76* $\pm$ *0,38%* en la región descendente, *94,75* $\pm$ *0,52%* en el arco aórtico y *96,15* $\pm$ *0,38%* en la región ascendente. El valor medio del coeficiente *DSC* para el radiólogo A para la aorta entera fue de *95,22* $\pm$ *0,25%*. Los valores obtenidos para el experto B fueron de: *91,82* $\pm$ *0,80%* en la región descendente, *92,88* $\pm$ *0,47%* en el arco aórtico y *94,54* $\pm$ *0,43%* en la región ascendente, con un valor medio de *93,08* $\pm$ *0,38%* para la totalidad de la aorta.

La tabla 5.4 muestra el coeficiente de correlación intraclase entre cada segmentación manual y el método automático. Para los expertos, las medias del coeficiente de correlación intraclase para la aorta descendente, arco aórtico y la aorta ascendente fue: *0,850* $\pm$ *0,033*, *0,967* $\pm$ *0,012* y *0,908* $\pm$ *0,022* respectivamente para el experto A con un valor medio de *0,909* $\pm$ *0,014*, y *0,806* $\pm$ *0,031*, *0,922* $\pm$ *0,022* y *0,842* $\pm$ *0,027* respectivamente para el experto B con un valor medio de *0,857* $\pm$ *0,016*.

| Paciente | *ICC* Desc. (95 %) (Exp. A) | *ICC* Arco (95 %) (Exp. A) | *ICC* Asc. (95 %) (Exp. A) | *ICC* Desc. (95 %) (Exp. B) | *ICC* Arco (95 %) (Exp. B) | *ICC* Asc. (95 %) (Exp. B) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 0,964 | 0,999 | 0,854 | 0,872 | 0,999 | 0,734 |
| 2 | 0,997 | 0,990 | 0,950 | 0,888 | 0,978 | 0,917 |
| 3 | 0,945 | 0,978 | 0,873 | 0,859 | 0,960 | 0,579 |
| 4 | 0,950 | 0,991 | 0,950 | 0,683 | 0,809 | 0,557 |
| 5 | 0,480 | 0,951 | 0,603 | 0,750 | 0,955 | 0,630 |
| 6 | 0,879 | 0,948 | 0,956 | 0,872 | 0,936 | 0,899 |
| 7 | 0,967 | 0,947 | 0,970 | 0,986 | 0,953 | 0,951 |
| 8 | 0,546 | 0,974 | 0,452 | 0,717 | 0,982 | 0,537 |
| 9 | 0,677 | 0,987 | 0,982 | 0,579 | 0,985 | 0,953 |
| 10 | 0,926 | 0,841 | 0,966 | 0,855 | 0,799 | 0,899 |
| 11 | 0,923 | 0,928 | 0,763 | 0,925 | 0,931 | 0,822 |
| 12 | 0,331 | 0,914 | 0,958 | 0,348 | 0,842 | 0,942 |
| 13 | 0,554 | 0,986 | 0,891 | 0,810 | 0,970 | 0,821 |
| 14 | 0,873 | 0,997 | 0,976 | 0,278 | 0,909 | 0,894 |
| 15 | 0,963 | 0,993 | 0,685 | 0,913 | 0,879 | 0,466 |
| 16 | 0,985 | 0,980 | 0,950 | 0,830 | 0,951 | 0,867 |
| 17 | 0,997 | 0,982 | 0,995 | 0,966 | 0,961 | 0,967 |
| 18 | 0,998 | 0,953 | 0,794 | 0,975 | 0,413 | 0,733 |
| 19 | 0,980 | 0,994 | 0,998 | 0,704 | 0,971 | 0,935 |
| 20 | 0,673 | 0,985 | 0,839 | 0,916 | 0,952 | 0,601 |
| 21 | 0,985 | 0,998 | 0,942 | 0,966 | 0,995 | 0,947 |
| 22 | 0,951 | 0,979 | 0,983 | 0,789 | 0,851 | 0,981 |
| 23 | 0,979 | 0,985 | 0,941 | 0,931 | 0,986 | 0,985 |
| 24 | 0,682 | 0,981 | 0,975 | 0,630 | 0,976 | 0,918 |
| 25 | 0,999 | 0,975 | 0,989 | 0,858 | 0,931 | 0,980 |
| 26 | 0,961 | 0,985 | 0,987 | 0,906 | 0,948 | 0,967 |
| 27 | 0,621 | 0,984 | 0,965 | 0,618 | 0,975 | 0,859 |
| 28 | 0,975 | 0,935 | 0,984 | 0,942 | 0,923 | 0,960 |
| 29 | 0,841 | 0,999 | 0,904 | 0,926 | 0,997 | 0,713 |
| 30 | 0,959 | 0,842 | 0,994 | 0,921 | 0,873 | 0,949 |
| 31 | 0,764 | 0,990 | 0,992 | 0,667 | 0,981 | 0,982 |
| 32 | 0,878 | 0,985 | 0,999 | 0,912 | 0,927 | 0,992 |

**Tabla 5.4:** Coeficiente de correlación intraclase para cada una de las regiones de la aorta torácica para el método automático y el método manual.

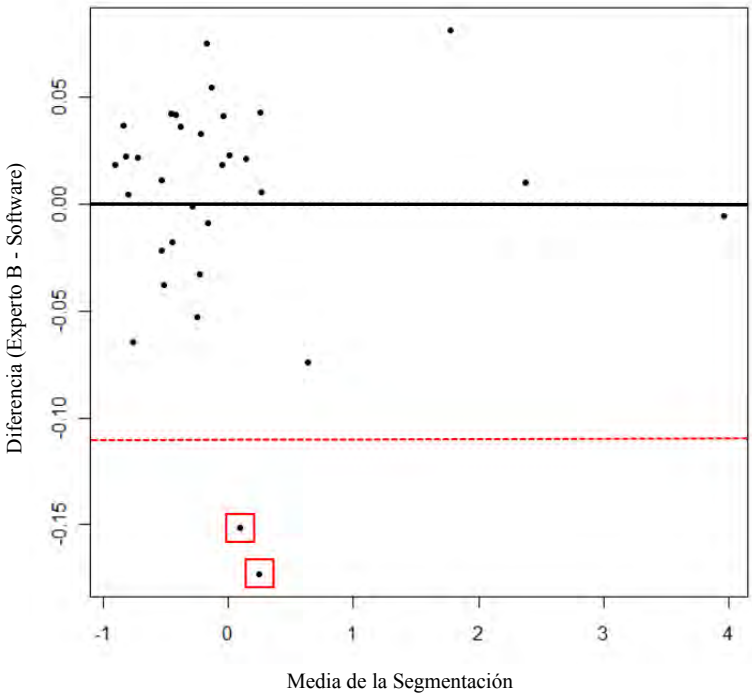



**Figura 5.4:** Gráfico de *Bland-Altman* que muestra los datos obtenidos de la segmentación parcial de los *32* casos llevados a cabo por el experto B y el método automático.

El resultado final obtenido aplicando el método de segmentación propuesto en uno de los casos después de realizar un renderizado *3D* en volumen se muestra en la Figura 5.5. Las arterias carótidas también se muestran en la reconstrucción *3D*.

### 5.3.3. Tiempo de Medida

El tiempo de segmentación medio fue de *64'16"* $\pm$ *1 s.* para la segmentación manual, y *1'58"* $\pm$ *1 s.* para el método de segmentación automático. Estas medidas fueron realizadas sobre la segmentación completa de los casos.

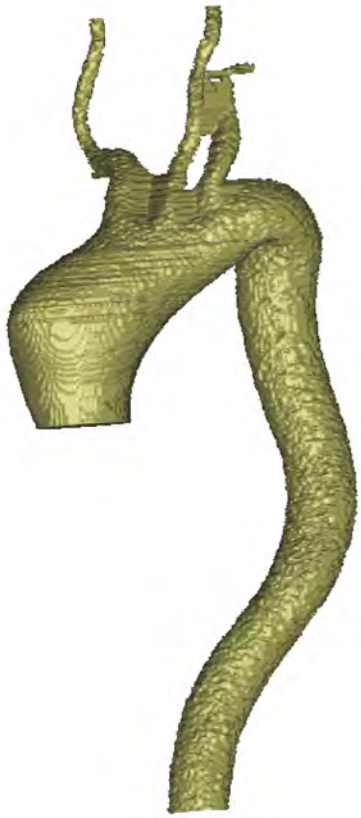


**Figura 5.5:** Segmentación automática de la aorta torácica con una dilatación de la aorta torácica ascendente.

## 5.4. Discusión

La correcta segmentación del interior de la superficie de la aorta sobre la base de las imágenes obtenidas mediante *MDCT* tras la inyección de contraste es ahora posible debido a la existencia de equipos de alta resolución que permiten obtener cortes de *0,625 mm.* de expesor. Con estos equipos se han podido desarrollar métodos semiautomáticos que logran diferenciar la luz del vaso del tejido circundante. Estos métodos semiautomáticos requieren una considerable interacción del radiólogo lo cual supone una sobrecarga de trabajo por parte de los especilistas y una dilatación en el tiempo destinado al diagnóstico.

En general, la mayoría de los estudios publicados se centran en la segmentación de la aorta descendente, donde debido a la presencia de agente radiopaco existe un alto contraste entre vaso y contorno

proporcionando unos bordes bien definidos. A pesar de ello, la mayor parte de la literatura publicada, describe métodos semiautomáticos que requieren que el radiólogo marque con el ratón, al menos, un punto semilla con el fin de obtener una buena segmentación.

El objetivo de este estudio consistió en la evaluación del algoritmo de segmentación propuesto. Una de las principales características es que se trata de un método completamente automático; por lo tanto no requiere ningún tipo de interacción humana para iniciar el proceso de segmentación. Las ventajas son tres: se ahorra tiempo, el proceso puede ejecutarse de forma *off line* sin ningún tipo de intervención, y no menos importante, la reproducibilidad está garantizada. El método se ha aplicado principalmente para el estudio de los aneurismas de la aorta torácica. Por ello, la mayoría de los pacientes incluidos en este estudio presenta esta patología. Por otra parte, se incluyeron en el estudio *13* pacientes normales que sirvieron de grupo de control.

El gráfico de *Bland-Altman* para los *10* casos completamente segmentados (Figura 5.2), no reveló diferencias estadísticamente significativas dado que todos los casos se encontraron dentro de los intervalos de confianza. De este modo, el resto de los resultados fueron obtenidos a partir de las segmentaciones parciales con el fin de reducir el tiempo destinado a realizar la segmentación manual.

Una vez que se confirmó la viabilidad del estudio utilizando la segmentación manual parcial, ambos métodos de segmentación se compararon para determinar las diferencias estadísticamente significativas. Muy pocas medidas de las segmentaciones manuales realizadas por los radiólogos A y B se superpusieron con el método automático (Figuras 5.3, 5.4), *i.e.*, mostraron una diferencia nula entre la segmentación manual y la automática. Como se puede observar en el gráfica de *Bland-Altman*, las diferencias estuvieron distribuidas al azar a ambos lados del eje horizontal. La aleatoriedad no varió con el tamaño de la muestra y, en consecuencia, no depende del tamaño de la aorta, ni de si se trata de un caso normal o patológico. Al igual que en el análisis de la segmentación del volumen total (Tabla 5.1), en las Figuras 5.3 y 5.4 se puede observar que la segmentación manual fue sustancialmente mayor que la realizada por el método automático. En resumen, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos de medición dado que la mayoría de los datos en el gráfico de *Bland-Altman* se encontraban dentro de los límites de confianza, y no hubo ningún valor atípico en la segmentación automática.

En términos de correlación lineal, el método propuesto obtuvo un alto grado de similaridad, dado que el coeficiente de correlación de *Pearson* fue mayor que *0,9* para cada región segmentada por el radiólogo A, y casi *0,8* para el radiólogo B. Sin embargo, los coeficientes de correlación intraclase oscilaron *0,8* a *0,85* en todas las regiones de la aorta para cada uno de los dos métodos de segmentación, estos valores ponen de relieve una fuerte correlación lineal entre ambos métodos de segmentación. Por otra parte, la linealidad en cada una de las regiones de la aorta fue sustancial, lo cual muestra su fiabilidad como un punto de partida para posteriores mediciones sobre la base de esta segmentación.

El alto grado de linealidad fue acompañado por un alto grado de superposición (*DSC*), observado en cada una de las regiones utilizadas en el estudio. Los resultados mostraron una fuerte similitud entre todas las regiones de la aorta torácica, independientemente del radiólogo.

En conclusión, los datos obtenidos en este estudio mostraron que no había diferencias entre los casos normales y los que tenían aneurisma o en términos de género. La segmentación automática de la aorta puede ser útil para el análisis de imágenes, tanto para el diagnóstico como para la planificación de la intervención. Para el diagnóstico, ya que proporciona al radiólogo vascular una herramienta útil para el estudio de un segmento arterial complejo con una reducción significativa del tiempo de estudio. Para la planificación terapéutica, facilita el trabajo del cirujano ya que obtiene por adelantado información morfológica adicional para establecer las estrategias terapéuticas más precisas.

Nuestro estudio es una eficiente alternativa a la segmentación manual en todas las situaciones analizadas y sirve como una ayuda al diagnóstico. Por otra parte, el método de segmentación automática es altamente reproducible y preciso, mientras que la segmentación manual es preciso, pero carece de la ventaja de ser reproducible. En resumen, el método de segmentación automática es eficaz para segmentar automáticamente la aorta ascendente, la aorta descendente y el arco, así como demostrando ser una herramienta eficaz para el diagnóstico de los aneurismas de la aorta torácica.

Capítulo 6

# Resultados de Cálculo de Diámetros

## 6.1. Introducción

A pesar de las reducciones en las tasas de mortalidad por enfermedad cardiovascular en las últimas cuatro décadas, éstas siguen siendo la principal causa de morbilidad y mortalidad en las sociedades modernas [100]. Estas disfunciones cardiovasculares se asocian con los principales factores de riesgo de enfermedades cardiovasculares incluyendo el tabaquismo, la hipertensión, la diabetes, la obesidad, la inflamación crónica y un historial familiar de enfermedades oclusivas vasculares prematuros [101][102]. Por lo tanto, debido a esta alta tasa de mortalidad en este tipo de enfermedades, se hace necesario conocer tanto los factores de riesgo como las características típicas de estas. Los síntomas de estas enfermedades vasculares son principalmente la obstrucción, debilitamiento o ensanchamiento de la vasculatura o el daño de las válvulas que se encuentran en su sistema, produciendo un debilitamiento de los vasos sanguíneos, lo cual puede llegar a provocar la rotura del vaso y la consiguiente hemorragia interna. Además las probabilidades de sufrir una enfermedad vascular aumentan a medida que se envejece [103].

Centrando nuestro interés en la aorta torácica, es de gran importancia conocer las enfermedades relacionadas con ella [104] y especialmente el aneurisma de aorta. En la aparición de un aneurisma existen, al igual que en resto de enfermedades vasculares, factores como el sexo o la edad [105] que facilitan su desarrollo, sin embargo, la pregunta principal es cómo saber si estamos ignorando un aneurisma de aorta torácica [106] o no. Para esto es necesario realizar la medición del diámetro en su plano normal con el fin de poder ofrecer un diagnóstico fiable [107]. Existe un incremento en el riesgo de rotura dependiendo de la región de la aorta de que se trate, siendo de aproximadamente *5,5 cm.* para la aorta ascendente en la mayoría de los pacientes. Para pacientes con síntomas adicionales tales como la enfermedad de *Marfan*, válvula aórtica bicúspide, o un historial familiar de disecciones aórticas, este valor se rebaja hasta valores de *5 cm*. Para la aorta descendente, el criterio es algo más relajado (*5,5-6,0 cm.*) [16]. Por

lo tanto para poder ofrecer un diagnóstico fiable es de gran importancia conocer el tamaño de la aorta en cada región.

El gran desarrollo obtenido en los últimos años en términos de métodos de adquisición de imágenes permite obtener una buena visualización de la vasculatura. La obtención de este tipo de imágenes mediante una tomográfia computerizada multi-detector (*MDCT*), permite visualizar este tipo de estructuras de forma isotrópica. La disponibilidad de estos aparatos ha conllevado a la aparición en estos últimos años de software que permite la extracción y análisis de la vasculatura de manera semiautomática [108], cuya finalidad es facilitar la tarea del especialista médico y mejorar el rendimiento de especilistas que no tengan mucha experiencia. En términos de diagnóstico, este tipo de software proporciona al radiólogo vascular la medición de los diámetros en el plano normal a la pared del vaso y no sobre los planos axiales, ya que cuando los planos axiales comienzan a tener cierta angulación dejan de ser fiables [93]. Este tipo de herramientas también es útil para la planificación quirúrgica ya que permiten el cálculo de las dimensiones de la región afectada.

El propósito de este estudio fue evaluar un software de caracterización automático para aneurismas de aorta torácica en *MDCT*, y evaluar su reproducibilidad y exactitud comparándolo con un método comercial semiautomático disponible en el servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela que ha sido considerado como referencia y *estándard*.

## 6.2. Material y Métodos

### 6.2.1. Pacientes

Se creó una base de datos formada por *27* pacientes y *11.583* imágenes de aorta, obtenidas en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela (*CHUS*) entre enero de *2010* y abril de *2013*. El estudio se realizó conforme a las directrices del Comité de Ética local y el manual de ética médica emitidos por la Asociación Médica Mundial. Todos los pacientes dieron su consentimiento informado por escrito para someterse a un examen de *CT* y todos los datos considerados sensibles fueron anonimizados.

El estudio estuvo formado por *17* pacientes con *AAT*, *13* hombres y *4* mujeres, con una edad media de $62{,}6 \pm 3{,}5$ años y $60{,}6 \pm 4{,}3$, respectivamente, y *10* pacientes sin *AAT* selecionados aleatoriamente, *9* hombres y *1* mujer, con una edad media de $60{,}1 \pm 5{,}1$ años y $58.2 \pm 5$ años respectivamente.

El criterio de inclusión para los pacientes con enfermedad fue la presencia de aneurisma de aorta torácica, definido por un diámetro mayor que *5,5 cm.* para la aorta ascendente, y *5,5* a *6,0 cm.* de la aorta descendente. Entre los casos de aneurisma, en *17* estaba situado en la aorta ascendente, y en *2* casos afectó tanto a la aorta ascendente y descendente, como al arco. Los pacientes sin *AAT* fueron seleccionados al azar a partir de estudios realizados con características de aquisición y administración de contraste similares. Los pacientes se incluyeron de forma prospectiva y los datos se analizaron posteriormente.

### 6.2.2. Protocolo MDCT

Con el fin de realizar el estudio se les administró un medio de contraste radiopaco por vía intravenosa a los pacientes. Este contraste facilitó el realce del vaso en la imagen adquirida. El volumen total del contraste osciló entre los *100* a *140 cc.* dependiendo del peso del paciente, y fué administrado con una frecuencia de *4* a *5 cc*. por segundo. Después de la administración de contraste, se permitió el tiempo necesario para la opacificación eficaz de la aorta torácica antes de la adquisición de la imagen con el paciente en apnea.

Todas las imágenes de este estudio fueron obtenidas utilizando un escáner de 64 detectores *MDCT* (*Lightspeed VCT; GE Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin*). Los parámetros de adquisición utilizados en todos los pacientes fueron los siguientes: voltage del tubo entre 100 a 120 KVp, y en todos los casos el ancho de corte fue de *0,625 mm*. La intensidad de corriente osciló entre *156* a *499 mA*. y el *pitch* entre *1* y *1,5*. Una vez realizada la adquisición de las imágenes, estas fueron almacenadas en formato *DICOM* en el *PACS* del hospital de donde fueron extraídos para el presente estudio.

### 6.2.3. Método de Medida Automático

Se ha desarrollado un método automático para la medición de los diámetros pertenecientes a los planos normales de la aorta sobre la pared interior de la misma. El método se basa en ocho pasos principales tal y como se puede observar en la figura 6.1 y no requiere intervención por parte del usuario. El método consta de una primera parte en la cual se realiza la segmentación de forma automática de la aorta torácica y cuyo método ha sido descrito en detalle [59], consistiendo en lo siguiente: *(1)* El proceso de inicialización de la segmentación comienza en la parte más caudal de cada caso, en la cual la forma de la aorta es circular, y está realzada gracias al contraste que le ha sido inyectado al paciente. De esta forma se puede diferenciar con facilidad la aorta torácica del resto de tejido que se encuentra alrededor. Por este motivo escaneando en esta última imagen formas circulares se encuentra la posición de la aorta torácica a partir de la cual se inicializa todo el proceso. *(2)* Las coordenadas calculadas en el paso anterior son utilizadas como punto semilla para un crecimiento regional volumétrico, el cual calcula los valores de la media y varianza de los puntos que se encuentran alrededor con el fin de establecer la pertenencia o no a la región segmentada. De este modo se segmenta de forma automática la aorta descendente, el arco aórtico y una porción de la aorta ascendente (sección $Z_1$) como se puede observar en la figura 6.2. *(3)* El plano que separa las regiones $Z_1$ y $Z_2$ es utilizado para realizar una aproximación elíptica en la cual se calculan los focos para utilizarlos como punto de partida de la segmentación de la aorta ascendente restante (sección $Z_2$). La unión entre la aorta ascendente y las cavidades cardíacas produce que, debido al contraste inyectado al paciente, se haga indistinguible el límite de la aorta ascendente. Por este motivo, se utiliza una técnica de segmentación más sofisticadas como son los *level set*. La aplicación de esta técnica hace necesario asumir una suave transición entre cortes consecutivos.

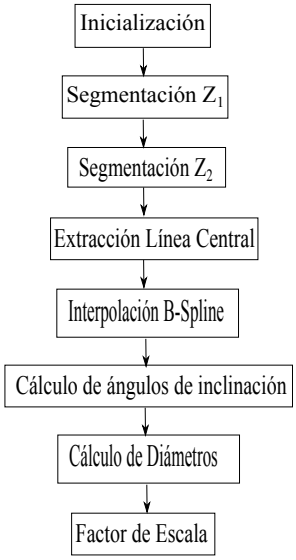



**Figura 6.1:** Principales pasos en el proceso de medición de diámetros mediante el método automático.

La segunda fase del algoritmo de caracterización parte de la segmentación realizada previamente, y calcula de forma automática los diámetros en los planos normales. Este tipo de cálculo consiste en lo siguiente: *(4)* Se realiza la extracción de la línea central a partir de la segmentación efectuada en el paso anterior. Este cálculo de la línea central se obtiene utilizando dos técnicas diferentes dependiendo de la región. *(5)* Sobre los puntos calculados de la línea central se hace una interpolación mediante curvas B-Spline que tiene como finalidad aumentar los puntos pertenecientes a la línea central y como consecuencia se produce una disminución en el error de los planos normales. *(6)* Seguidamente se calculan los ángulos de inclinación de los planos normales. *(7)* Finalmente se calcula los diámetros máximo y mínimo mediante análisis de componentes principales. *(8)* Se utiliza un factor de escala que depende de la orientación espacial con la finalidad de ofrecer un resultado preciso.

### 6.2.4. Método de Medida Manual

El método de medición manual ha sido llevado a cabo por un radiólogo experto mediante un software comercial instalado en el Complejo Clínico Hospitalario de Santiago de Compostela. Este software comercial utilizado, *VesselIQT M XpressX − Ray commercial software (General Electric. Milwaukee, USA*), es semiautomático y necesita la intervención por parte del radiólogo en varias fases del análisis. Inicialmente el radiólogo coloca varios puntos a lo largo de la aorta con el fin de realizar su segmentación




**Figura 6.2:** Determinación del plano que permite separar las distintas regiones para calcular el diámetro en la aorta mediante el método automático propuesto.

y que deben corresponder aproximadamente con puntos pertenecientes a la línea central del vaso. Tres puntos son colocados a lo largo de la aorta descendente, tres puntos en el arco aórtico y tres puntos en la aorta ascendente. Despues de confirmar la segmentación y pasar varias pantallas se procede al cálculo de los diámetros. Finalmente se obtiene una gráfica que representa el área de la sección normal en cada punto de la aorta. El radiólogo debe examinar en cada punto de la gráfica y de forma manual el diámero de la aorta calculado en estas secciones.

## 6.3. Análisis Estadístico

### 6.3.1. Reproducibilidad Inter e Intra Observador

La posibilidad de poder obtener unos resultados reproducibles en cualquier momento implica no depender de la intervención física por parte del especialista en el proceso de cálculo, ya que la distinta formación entre especialistas o la simple reproducibilidad que puede obtener un radiólogo puede ofrecer resultados diferentes. Por este motivo se ha propuesto la utilización de este sistema automático para la medición de diámetros en la aorta torácica.

### 6.3.2. Validación

Con el fin de comparar los resultados obtenidos por el radiólogo mediante la utilización del software comercial semiautomático y el método automático propuesto, se utilizaron los gráficos de *Bland-Altman* para representar los resultados de los 27 pacientes pertenecientes a la base de datos y determinar de este modo si entre ambos métodos existe concordancia y por lo tanto son intercambiables. En el análisis se fijó el límite de concordancia en 95 %, es decir, cuando los valores límite dentro de los cuales ambos métodos son intercambiables están fijados por medio de la diferencia de medias $\pm$ 1,96 veces la desviación estándar de las diferencias.

Es de gran importancia determinar la correlación lineal entre ambos métodos. Por este motivo se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson del diámetro máximo y mínimo de cada uno de los métodos utilizados. Sin embargo, el coeficiente de correlación de *Pearson* puede no proporcionar un cálculo preciso del grado de concordancia, ya que puede existir una variación sistemática entre dos medidas con una perfecta correlación. Por este motivo se procedió a realizar el cálculo de coeficiente de correlación intraclase (*ICC*).

### 6.3.3. Tiempo de Medida

Se realizaron análisis estadísticos descriptivos de las medidas de temporización para el método semiautomático comercial y el método automático desarrollado. Se calcularon las medias en el proceso de medición para ambos métodos.

## 6.4. Resultados

En todos los casos incluidos en el estudio se llevó a cabo el cálculo de los diámetros máximo y mínimo tanto mediante la utilización del método comercial como del método automático propuesto. Ningún estudio fue excluido debido a las deficiencias en el cálculo de diámetros.

### 6.4.1. Reproducibilidad Inter e Intra Observador

Los resultados obtenidos por el software comercial utilizado no garantizan la homogeneidad de resultados sobre un mismo caso. Esto es debido a la necesaria interacción por parte del especialista para la colocación de los distintos puntos a lo largo de la línea central. Esto no garantiza unos idénticos resultados sobre un mismo caso de estudio, ya que los puntos de referencia no siempre son colocados en las mismas posiciones. Todo ello supone una pequeña variación en la segmentación previa que realiza el software comercial (Figura 6.3). Como resultado de estas distintas segmentaciones se puede obtener por lo tanto una variación en los diámetros máximo y mínimo obtenidos por el especialista.

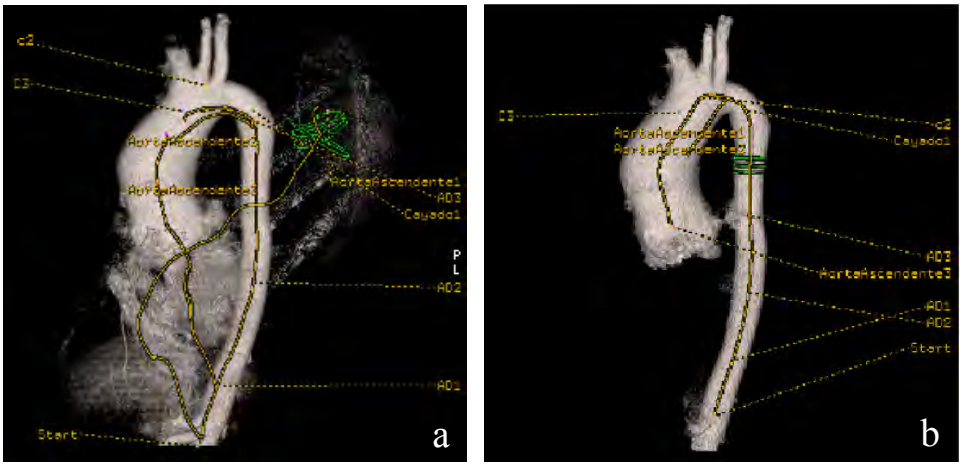



**Figura 6.3:** Resultados obtenidos en la segmentación, obtención de la línea central y posterior cálculo de diámetros realizado por un especialista sobre un mismo caso clínico utilizando el método semiautomático comercial en dos instantes de tiempo distintos a) y b).

### 6.4.2. Tiempo de Medida

El tiempo consumido por ambos métodos difiere notablemente, ya que el empleado por el especialista en la utilización del método comercial es aproximadamente de unos *20* minutos incluida la segmentación. Mientras que el empleado por el método desarrollado requiere unos dos o tres minutos, y el especialista sólo necesita comprobar si el cálculo ha sido realizado correctamente observando la gráfica resultante.

| Paciente | Diámetros del Software Comercial (mm.) | | Diametros del Software Automatico (mm.) | |
|---|---|---|---|---|
| | Diámetro máximo (mm.) | Diámetro mínimo (mm.) | Diámetro máximo (mm.) | Diámetro mínimo (mm.) |
| 1 | 55,8±0,9 | 19,4±1,0 | 53,8±0,1 | 13,6±0,1 |
| 2 | 40,6±1,0 | 16,8±1,0 | 38,28±0,1 | 16,41±0,1 |
| 3 | 30,9±0,9 | 21,3±1,0 | 28,99±0,1 | 18,29±0,1 |
| 4 | 42,8±0,9 | 23,2±1,0 | 40,03±0,1 | 18,94±0,1 |
| 5 | 42,6±1,1 | 21,7±1,1 | 40,73±0,1 | 17,67±0,1 |
| 6 | 52,0±1,1 | 29,2±1,9 | 49,28±0,1 | 23,5±0,1 |
| 7 | 34,1±1,0 | 20,4±1,1 | 31,10±0,1 | 17,45±0,1 |
| 8 | 48,4±1,1 | 29,8±1,0 | 46,86±0,1 | 25,77±0,1 |
| 9 | 36,4±0,9 | 20,2±1,0 | 31,88±0,1 | 17,18±0,1 |
| 10 | 42,3±1,1 | 28,9±1,1 | 36,75±0,1 | 24,12±0,1 |
| 11 | 41,7±1,0 | 26,4±1,0 | 41,30±0,1 | 22,12±0,1 |
| 12 | 47,6±0,9 | 18,6±0,9 | 44,98±0,1 | 14,5±0,1 |
| 13 | 47,4±0,9 | 24,7±1,0 | 46,94±0,1 | 21,04±0,1 |
| 14 | 60,1±0,9 | 25,7±0,9 | 58,16±0,1 | 21,63±0,1 |
| 15 | 51,4±0,9 | 22,0±0,9 | 64,25±0,1 | 17,25±0,1 |
| 16 | 52,5±0,9 | 26,3±0,9 | 54,64±0,1 | 29,53±0,1 |
| 17 | 50,3±1,0 | 23,6±1,1 | 54,75±0,1 | 19,75±0,1 |
| 18 | 37,2±0,8 | 21,2±0,8 | 36,13±0,1 | 18,02±0,1 |
| 19 | 51,9±0,9 | 32,0±0,9 | 49,87±0,1 | 26,41±0,1 |
| 20 | 54,4±0,9 | 26,4±0,9 | 54,52±0,1 | 21,86±0,1 |
| 21 | 49,8±0,8 | 21,6±0,9 | 49,11±0,1 | 18,99±0,1 |
| 22 | 59,1±0,9 | 30,8±0,9 | 57,86±0,1 | 25,82±0,1 |
| 23 | 50,0±1,0 | 19,5±1,0 | 51,36±0,1 | 13,55±0,1 |
| 24 | 51,0±0,9 | 27,3±0,9 | 49,68±0,1 | 22,98±0,1 |
| 25 | 42,3±0,9 | 15,5±0,9 | 39,19±0,1 | 12,78±0,1 |
| 26 | 47,5±0,9 | 24,0±0,9 | 47,16±0,1 | 20,24±0,1 |
| 27 | 42,6±0,9 | 25,9±0,9 | 42,53±0,1 | 20,54±0,1 |

**Tabla 6.1:** Valores máximos y mínimos medidos en los casos clínicos utilizando el programa comercial y el método automático propuesto.

### 6.4.3. Evaluación de Concordancia entre Ambos Métodos

En la tabla 6.1 se muestran los resultados obtenidos de los diámetros máximos y mínimos medidos mediante el programa comercial y el método automático propuesto.

Con el fin de determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre el cálculo de diámetros mediante la utilización del método manual y el método de cálculo automático propuesto, se utilizó un gráfico de *Bland-Altman* para mostrar los resultados obtenidos en los 27 casos calculados. Los resultados obtenidos del gráfico de *Bland-Altman* se observan en la gráficas 6.5 y 6.6. En ambas gráficas no se observaron diferencias estadísticamente significativas ya que más del 95 % de los casos se encontraban dentro del intervalo de confianza. Obteniéndose para la gráfica 6.5 una diferencia media (automático menos comercial) es $\bar{d} = -0,8$ *mm*. y la desviación estándar de las diferencias es $sd = 3,4$ *mm*.. En el caso de la gráfica 6.6 se ha obtenido una diferencia media de $\bar{d} = -3,7$ *mm*. y la desviación estándar de las diferencias es $sd = 1,8$ *mm*..

Analizando el valor de las diferencias se puede observar que éstas se encuentran uniformemente distribuidas, por lo tanto se puede esperar que el 95 % de las diferencias se encuentren en el intervalo $\bar{d} \pm 1,96sd$. En este caso, esto significa que las diferencias entre ambos métodos para las dos gráficas (Figuras 6.5 y 6.6) se corresponden con los intervalos $[-7,4, 5,8]$ y $[-7,4, -0,2]$ *mm*. respectivamente.

La figura 6.4 muestra las medidas de la aorta utilizando el método comercial frente al método automático. La gráfica incluye la línea de igualdad, es decir, la línea sobre la cual todos los puntos deberían estar si los dos métodos obtuviesen exactamente las mismas medidas.

También fue calculado el coeficiente de correlación de Pearson con el fin de observar la linealidad entre ambos métodos de medida. Los valores del coeficiente de correlación para los diámetros mínimos fue de *0,906*, y para el valor máximo del diámetro fue de *0,933*. Estos resultados demuestran una alta correlación entre ambos métodos.

Sin embargo, no se debe olvidar que el coeficiente de correlación de Pearson no proporciona información sobre el acuerdo observado, sino que solamente mide la asociación lineal entre dos variables. Por este motivo, y para obtener una medida adecuada del grado de acuerdo entre dos mediciones, también se ha calculado el coeficiente de correlación intraclase. Los valores obtenidos para el *ICC* fueron de *0,913* para los valores del diámetro máximo y de *0.593* para los valores del diámetro mínimo, lo cual muestra una correlación casi perfecta entre ambos métodos de medida para la obtención de los diámetros máximos y una correlación moderada para los diámetros mínimos.

## 6.5. Discusión

Tanto la variabilidad intraobservador como la variabilidad interobservador es de gran importancia en cualquier tipo de estudio médico, ya que esta variabilidad impide poder dar un diagnóstico fiable. El desarrollo de un sistema de evaluación clínico que no dependa en ningún paso de la interacción por parte de un operador o especilista reduce al mínimo este tipo de variabilidad y permite asegurar un resultado fiable. Esto es también un factor importante ya que permite desarrollar el aprendizaje de especialistas con pocos años de experiencia en el campo del diagnóstico vascular, ayundándoles a ofrecer un buen

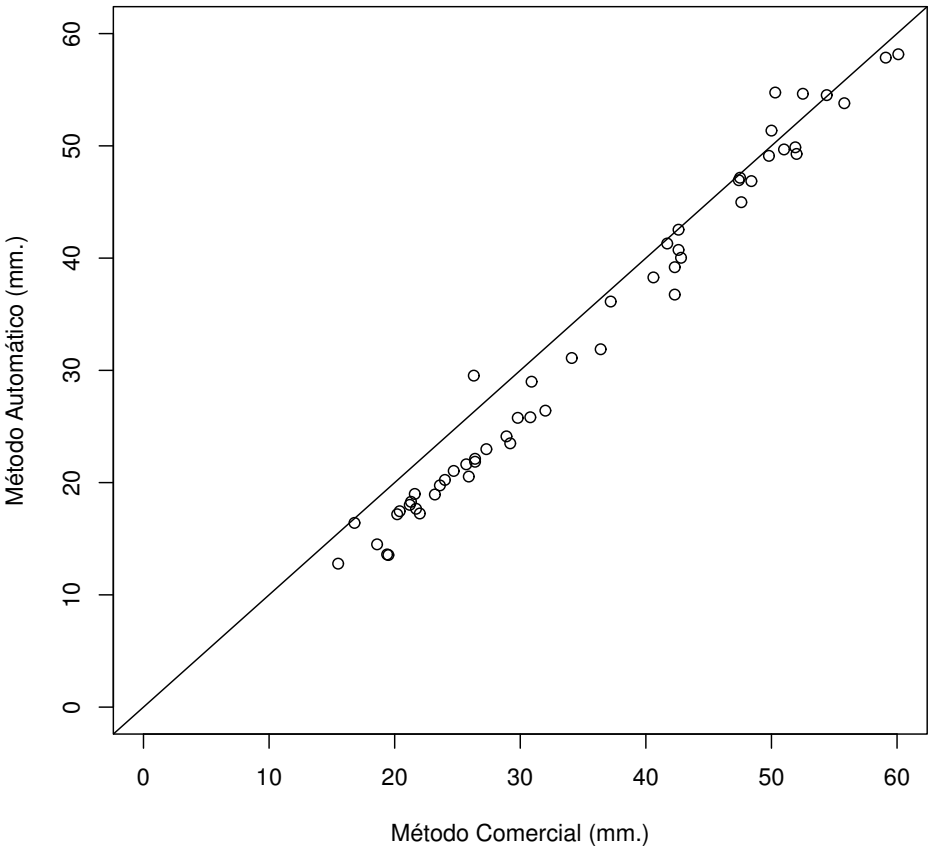



**Figura 6.4:** Diámetros de la aorta medidos con el método comercial y el método automático, con la línea de igualdad incluida

diagnóstico. Además la posibilidad de obtener de forma rápida la reconstrucción tridimensional de la aorta torácica junto con el valor de los diámetros en cada punto a lo largo de la aorta puede facilitar en gran medida la evaluación de la aorta, tanto para el diagnóstico como para el proceso preoperatorio o incluso en el posible desarrollo de una posible prótesis (Figura 6.7).

Por otra parte, los métodos semiautomáticos requieren una considerable interacción del radiólogo y suponen una sobrecarga de trabajo y un incremento en el tiempo destinado al diagnóstico. Por este

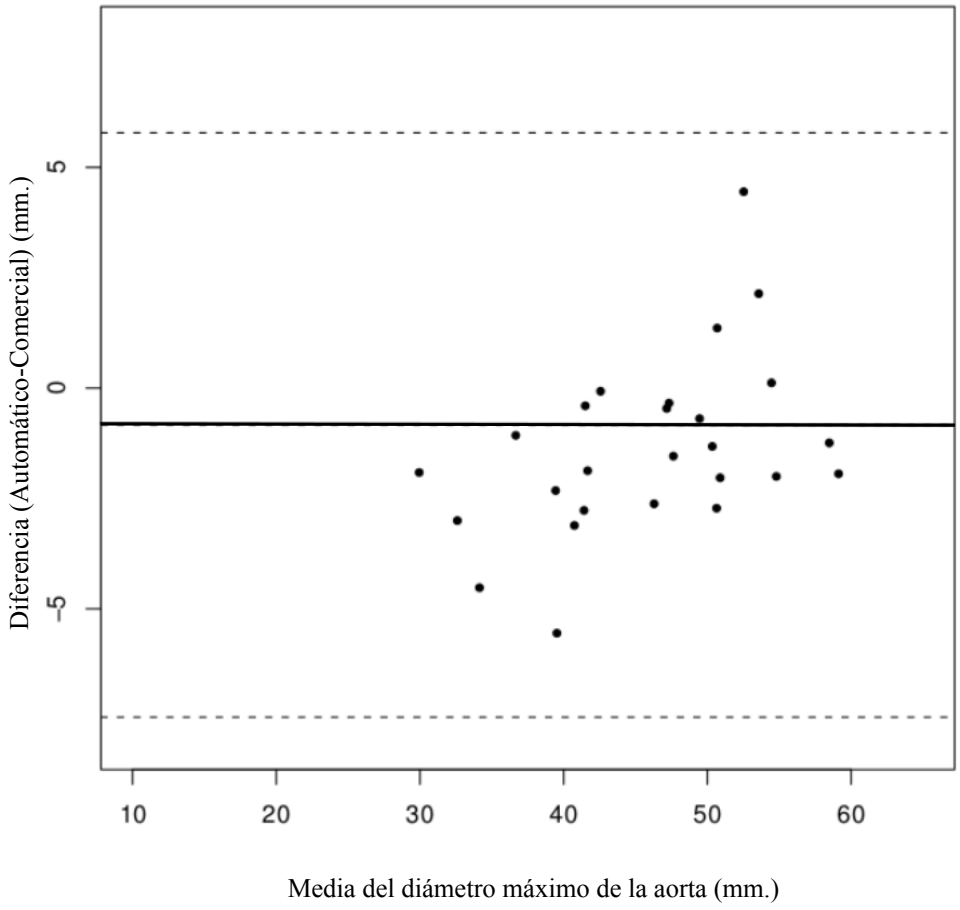



**Figura 6.5:** Gráfico de *Bland-Altman* en el cual se muestran los diámetros máximos obtenidos para los 27 pacientes utilizando el método semiautomático comercial y el método automático propuesto.

motivo, el objetivo de este estudio fue desarrollar un método de caracterización automático para la aorta torácica, el cual permite un análisis *off line* y una posterior supervisión por parte del especilista una vez que la determinación del diámetro haya finalizado. Si bien el diseño del sistema implica la determinación automática de los troncos supraaórticos, en algunos casos clínicos examinados no se ha conseguido su completa eliminación de estas tres ramas (Figura 6.8).

En cuanto a la validación del método automático se puede observar en los gráficos de *Bland-Altman* que muy pocas medidas realizadas mediate el método comercial se superpusieron con el método auto-

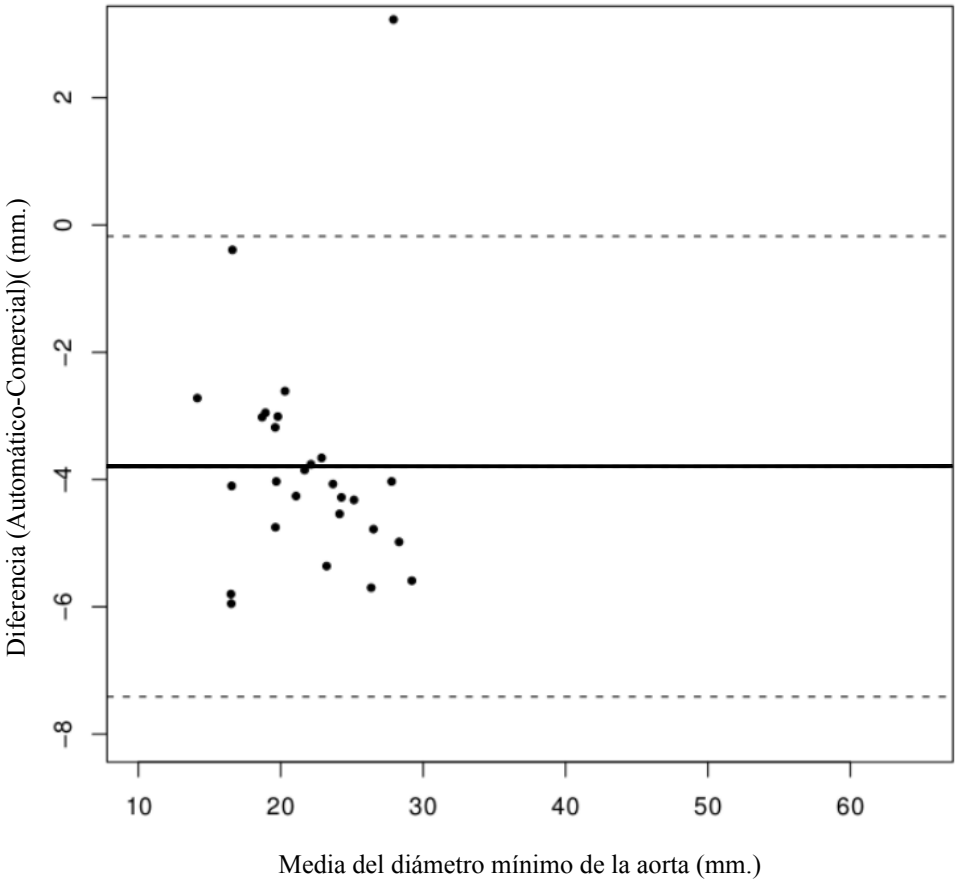



**Figura 6.6:** Gráfico de *Bland-Altman* en el cual se muestran los diámetros mínimos obtenidos para los 27 pacientes utilizando el método semiautomático comercial y el método automático propuesto.

mático. Las diferencias estuvieron distribuidas al azar a ambos lados del eje horizontal, la aleatoriedad no varió con el tamaño de la muestra y, en consecuencia, no depende del tamaño del diámetro, ni de si se trata de un caso normal o patológico. En términos de correlación lineal, el método propuesto obtuvo un alto grado de similaridad, dado que el coeficiente de correlación de *Pearson* fue mayor que *0,9*. Los coeficientes de correlación intraclase oscilaron entre *0,913* en la medición del diámetro máximo y *0,593* en el diámetro mínimo, estos valores ponen de relieve una fuerte correlación lineal entre ambos métodos de segmentación.

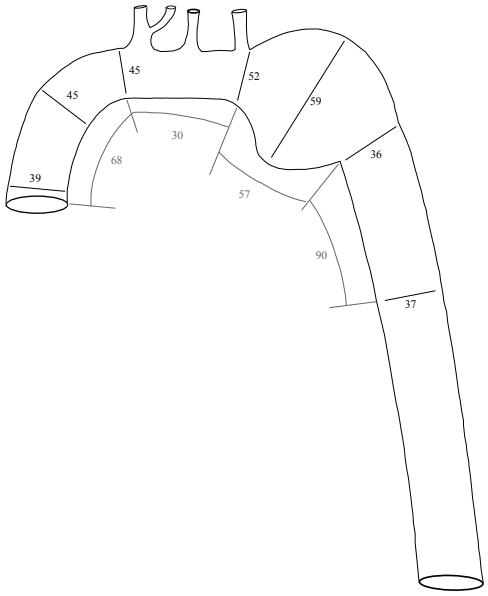



**Figura 6.7:** Diámetros de la aorta torácica que intervienen en las características y el diseño de una prótesis.

El método automático desarrollado y evaluado en este trabajo para realizar la medición del diámetro en cualquier punto a lo largo de la aorta torácica, permite determinar tanto el corte que separa la aorta ascendente y el arco aórtico, como el que separa la aorta descendente del arco aórtico. Así se puede establecer en qué zona de la aorta se ha detectado la presencia de una lesión aneurismática lo cual es importante dado que clínicamente el tamaño de la lesión varía dependiendo de la región en la cual esté localizada.

Nuestro estudio es una eficiente alternativa en el cálculo de los diámetros de la aorta torácica y sirve como una ayuda al diagnóstico. En resumen, el método de medición automática es eficaz para calcular los diámetros tanto de la aorta torácica ascendente como de la aorta descendente y el arco, mediciones éstas necesarias para el diagnóstico de los aneurismas de la aorta torácica.

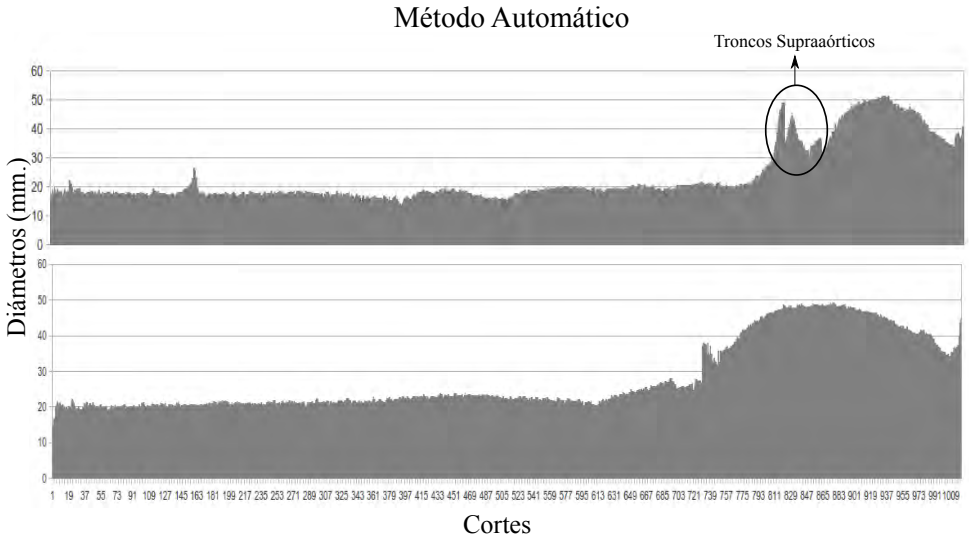



**Figura 6.8:** Diámetros obtenidos de un caso clínico de estudio en el que se pueden observar las distorsiones en los resultados de los diámetros debido a la no correcta eliminación de los troncos supraaórticos.

Capítulo 7

# Conclusiones

- Se ha creado una plataforma modular para el desarrollo de aplicaciones de imagen que facilita la visualización de los resultados obtenidos. Dicha plataforma está basada en el desarrollo de *plugins*, permitiendo de esta manera extender así su ámbito de aplicación.
- Se ha desarrollado un método automático para la obtención de la segmentación de la aorta y el cálculo de su diámetro en cualquier punto de la misma. Este método permite diferenciar de forma aproximada los cortes pertenecientes a la aorta ascendente, al arco aórtico y a la aorta descendente. Este es un avance muy importante para poder realizar la segmentación automática de un segmento arterial complejo.
- Se ha llevado a cabo una validación de la segmentación obtenida mediante la comparación con una segmentación manual realizada de forma independiente por dos radiólogos. Los resultados muestran una alta correlación lineal en todas las regiones de la aorta, independientemente del radiólgo. Los gráficos de $Bland-Altman$ no muestran la existencia de diferencias estadísticamente significativa entre la segmentación manual y la automática.
- Se ha empleado un *phantom* diseñado al efecto para demostrar la invarianza rotacional del método de medición desarrollado. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las distintas orientaciones.
- Se ha propuesto la utilización del análisis de componentes principales para la determinación del diámetro de la aorta.
- Se ha realizado la comparación entre un método comercial y el propuesto para la medición de los diámetros, siendo la diferencia media alcanzada menor de un milímetro. Los gráficos de $Bland-Altman$ no muestran la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos de medición.

# Bibliografía


[1] BAENA DÍEZ J.M., DEL VAL GARCÍA J.L., TOMÀS PELEGRINA J., MARTÍNEZ MARTÍNEZ J.L., MARTÍN PEÑACOBA R., GONZÁLEZ TEJÓN I., RAIDÓ QUINTANA E.M., POMARES SAJKIEWICZ M., ALTÉS BORONAT A., ÁLVAREZ PÉREZ B., PIÑOL FORCADELL P., ROVIRA ESPAÑA M. y OLLER COLOM M..*Cardiovascular Disease Epidemiology and Risk Factors in Primary Care*.Revista Española de Cardiología. 2005 Abril; 58(4):367-73.

[2] May A.L., Kuklina E.V. y YOON P.W. *Prevalence of Cardiovascular Disease Risk Factors Among US Adolescents, 1999−2008*.Pediatrics. 2012 Mayo; 129(6):1035 -1041.

[3] WORLD HEALTH ORGANIZATION *ICD-10: International statistical classification of diseases and related health problems*. 2004; 3(2).

[4] KAVEY R.E.W., DANIELS S.R., LAUER R.M., ATKINS D.L., HAYMAN L.L. y TAUBERT K. *American Heart Association guidelines for primary prevention of atherosclerotic cardiovascular disease beginning in childhood*.Circulation. 2003 Marzo; 107(11): 1562-1566.

[5] CARREIRA VILLAMOR J.M. y MOLINER M.M.. *Diagnóstico y Terapéutica Endoluminal: Radiología Intervencionista*. Masson. 2002.

[6] GAUL C., DIETRICH W. y ERBGUTH F.J. *Neurological symptoms in aortic dissection: a challenge for neurologists*.Cerebrovascular Diseases. 2008 Mayo;26(1):1-8.

[7] SECH C.K., BILLER J., HEROUX A. y SCHWARTZ J. *.Aortic Diseases The interface of Neurology and Internal Medicine*.Lippincot Williams and Wilkins. 2007.Chapter 15: 99-107.

[8] ROSS R.. *The pathogenesis of atherosclerosis: a perspective for the 1990s*.Nature. 1993 Abril:362; 801-809.

[9] AMINOFF M.J.. *Neurological complications of systemic disease in adults*.Bradley WG ( Ed). Neurology in clinical practice. 2008.Chapter 53 ;1047.

[10] JOHNSTON K.V., RUTHERFORD R.B., TILSON M.D., SHAH D.M., HOLLIER L. y STANLEY J.C.. *Suggested standards for reporting on arterial aneurysms*. Journal of Vascular Surgery. 1991 Marzo: 13(3); 444-450.

[11] GOTWAY M.B. y DAWN S.K.. *Thoracic aortic imaging with multislice CT*.Radiologic Clinics of North America. 2003 Mayo:41(3); 521-543.

[12] NATIONAL CENTER FOR INJURY PREVENTION AND CONTROL. WISQARS Leading Causes of Death Reports, 1999 –2007. Accessed April 10, 2009. Disponible en: `http://webappa.cdc.gov/sasweb/ncipc/leadcaus10.html`.

[13] FELDMAN D.N. y ROMAN M.J.. *Aneurysms of the Sinuses of Valsalva*.Cardiology. 2006 Agosto: 106(2);73–81.

[14] MATSUMURA J.S., CAMBRIA R.P., DAKE M.D., MOORE R.D., SVENSSON L.G y SNYDER S.. *International controlled clinical trial of thoracic endovascular aneurysm repair with the Zenith TX2 endovascular graft:1-year results*. Journal of Vascular Surgery. 2008 Febrero: 47(2); 247-257.

[15] RIZZO J.A., COADY M.A. y ELEFTERIADES J.A.. *Procedures for Estimating Growth Rates in Thoracic Aortic Aneurysms*.Journal of Clinical Epidemiology. 1998 Septiembre: 51(9); 747-754.

[16] ELEFTERIADES J.A..*Indications for aortic replacement*The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2010 Diciembre: 140(6);S5-S9.

[17] DAVIES R.R., GOLDSTEIN L.J., COADY M.A., TITTLE S.L., RIZZO J.A., KOPF G.S., ELEFTERIADES J.A. *Yearly rupture or dissection rates for thoracic aortic aneurysms: simple prediction based on size*. The Annals of Thoracic Surgery. 2002 Enero: 73(1): 17–28.

[18] CHAU K.H. y ELEFTERIADES J.A. *Natural History of Thoracic Aortic Aneurysms: Size Matters, Plus Moving Beyond Size*.Progress in Cardiovascular Diseases. 2013 Julio-Agosto: 56(1); 74–80.

[19] ARONBERG D.J., GLAZER H.S., MADSEN K. SAGEL S.S. *Normal thoracic aortic diameters by computed tomography*. Journal of Computer Assisted Tomography. 1984: 8(2);247-250.

[20] VASAN R.S., LARSON M.G. y LEVY D.. *Determinants of echocardiographic aortic root size*. Circulation. 1995: 91(3); 734–40.

[21] ROMAN M.J., DEVEREUX R.B., KRAMER-FOX R. y O'LOUGHLIN J.. *Two-dimensional echocardiographic aortic root dimensions in normal children and adults*. American Journal of Cardiology. 1989 Septiembre: 64(8); 507–12.

[22] COHEN G.I., WHITE M., SOCHOWSKI R.A., KLEIN A.L., BRIDGE P.D., STEWART W.J. y CHAN K.L.. *Reference values for normal adult transesophageal echocardiographic measurements*. Journal of the American Society Echocardiography. 1995 Mayo-Junio: 8(3); 221–30.

[23] REED C.M., RICHEY P.A., PULLIAM D.A., SOMES G.W. y ALPERT B.S.. *Aortic dimensions in tall men and women*. The American Journal of Cardiology. 1993 Marzo: 71(7);608–10.

[24] PEARCE W.H., SLAUGHTER M.S., LEMAIRE S., SALYAPONGSE A.N., FEINGLASS J., MCCARTHY W.J. y YAO J.S.. *Aortic diameter as a function of age, gender, and body surface area*. Surgery. 1993 Octubre: 114(4);691–7.

[25] HIMANSHU J.P. y DEEB G.M.. *Ascending and Arch Aorta Pathology, Natural History, and Treatment*. Circulation. 2008:118;188-195.

[26] MAO S.S., AHMADI N., SHAH B., BECKMANN D., CHEN A., NGO L., FLORES F.R., GAO Y.L. y BUDOFF M.J. *Normal Thoracic Aorta Diameter on Cardiac Computed Tomography in Healthy Asymptomatic Adults: Impact of Age and Gender*. Academic Radiology. 2008 Julio: 15(7);827-34.

[27] DEVEREUX R.B., DE SIMONE G., ARNETT D.K., BEST L.G., BOERWINKLE E., HOWARD B.V., KITZMAN D., LEE E.T., MOSLEY T.H. JR., WEDER A. y ROMAN M.J. *Normal Limits in Relation to Age, Body Size and Gender of Two-Dimensional Echocardiographic Aortic Root Dimensions in Persons $\geq$15 Years of Age*.The American Journal of Cardiology. 2012 Octubre: 110(8);1189–1194.

[28] DAVIS A., HOLLOWAY C., LEWANDOWSKI A.J., NTUSI N., NETHONONDA R.M., PITCHER A., FRANCIS J.M., LEESON P., NEUBAUER S. y RIDER O.J.. *Diameters of the normal thoracic aorta measured by cardiovascular magnetic resonance imaging; correlation with gender, body surface area and body mass index*.Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance. 2013 Enero: 15(1); E77.

[29] BIAGGI P., MATTHEWS F., BRAUN J., ROUSSON V., KAUFMANN P.A. y JENN R. *Gender, Age, and Body Surface Area are the Major Determinants of Ascending Aorta Dimensions in Subjects With Apparently Normal Echocardiograms*. American Society of Echocardiography. 2009 Junio: 22(6); 720-725.

[30] MURARU D., MAFFESSANTI F., KOCABAY G., PELUSO D., BIANCO L.D., PIASENTINI E., JOSE S.P., ILICETO S. y BADANO L.P. *Ascending aorta diameters measured by echocardiography using both leading edge-to-leading edge and inner edge-to-inner edge conventions in healthy volunteers*. European Heart Journal Cardiovascular Imaging. 2013 Octubre.

[31] CRAWFORD E.S., CRAWFORD J.L., SAFI H.J., COSELLI J.S., HESS K., BROOKS B.S., NORTON H.J. y GLAESER D.H. *Thoracoabdominal aortic aneurysms: preoperative and intraoperative factors determining immediate and long-term results of operations in 605 patients*.J Vasc Surg. 1986 Marzo; 3(3):389-404.

[32] KALENDER W.A.*Computed tomography:Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Wiley. 2011 Julio.

[33] BAE K.T. *Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches*. Radiology. 2010 Julio; 256(1):32-61.

[34] BECKMAN E.C.. *CT scanning the early days*.The British Journal of Radiology. 2006 Enero:79(937); 5-8.

[35] KALENDER W.A. *CT: the unexpected evolution of an imaging modality.* European Radiology Supplements. 2005 Noviembre: 15(4); 21-24.

[36] KALENDER W.A. *X-ray computed tomography*. Physics in Medicine and Biology. 2006 Julio: 51(13): 29-43.

[37] GOLDMAN L.W.. *Principles of CT and CT technology*.Journal of Nuclear Medicine and Technology. 2007 Septiembre: 35(3);115-128.

[38] KALENDER W.A., SEISSLER W., KLOTZ E. y VOCK P.. *Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation*. Radiology. 1990 Julio: 176(1); 181-3.

[39] CRAWFORD C.R. y KING K.F.. *Computed tomography scanning with simultaneous patient translation*. Med Phys. 1990 Marzo; 17(6):967-82.

[40] GORDON R., BENDER R. y HERMAN G.T..*Algebraic reconstruction tech niques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography*. J. Theoretical Biology. 1970 Diciembre: 29(3):471–481.

[41] SHEPP L. y LOGAN B.. *The Fourier reconstruction of a head section*.I EEE Trans-actions on Nuclear Science. 1974 Junio: 21(3); 21-43.

[42] RADON J. *Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten* Ber. König Säch. Aka. Wiss. (Leipzig), Math. Phys. 1917 Abril: 30; 262-267.

[43] KURKURE U., AVILA-MONTES O.C. y KAKADIARIS I.A.. *Automated segmentation of thoracic aorta in non-contrast CT images*.Proceedings of the 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro (ISBI 2008). 2008 Mayo; 29–32.

[44] LU T.L., RIZZO E., MARQUES-VIDAL P.M., SEGESSER L.K., DEHMESHKI J. y QANADLI S.D.. *Variability of ascending aorta diameter measurements as assessed with electrocardiography-gated multidetectorcomputerized tomography and computer assisted diagnosis software*. Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery. 2010 Febrero:10(2);217–221.

[45] SUÁREZ-CUENCA J.J., TAHOCES P.G., SOUTO M., LADO L.M., REMY-JARDIN M., REMY J. y VIDAL J.J.*Application of the iris filter for automatic detection of pulmonary nodules on computed tomography images*. Computers in biology and medicine. 2009 Octubre :39(10);921-933.

[46] LUCILIO C.G., SUSANA M.C., SANTIAGO A.F., NOELIA M.H., MARCOS M.F. y CARLOS A.L..*Herramienta en el Entorno GIMIAS para el Estudio Integral de la Viabilidad Cardíaca*. In proceeding of: XXX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingenieria Biomedica – CASEIB 2012.

[47] BURGER W. y BURGE M.J. *Digital Image Processing: An Algorithmic Introduction Using Java*. Texts in computer science. 2008.

[48] ANTOINE R., LUCA S. y OSMAN R..*OsiriX: An Open-Source Software for Navigating in Multidimensional DICOM Images*. Journal of Digital Imaging. 2004 Septiembre: 17(3); 205-216.

[49] FRANCO L., TAHOCES P.G. y MARTÍNEZ-MERA J.A..*Visualization software for CT: fan/cone beam and metrology applications*.Procedia Engineering. 2013: 63;779-785

[50] POHLE R. y TOENNIES K.D.. *Segmentation of medical images using adaptive region growing*. Proc SPIE Medical Imaging. 2001 Julio: 1337–46.

[51] KOVACS T., CATTIN P., ALKADHI H., WILDERMUTH S. y SZEKELY G.. *Automatic segmentation of the vessel lumen from 3D CTA images of aortic dissection*. Bildverarbeitung Fr Die Medizin. 2006:19;161–5.

[52] WINK O., NIESSEN W.J. y VIERGEVER M.A..*Fast delineation and visualization of vessels in 3-D angiographic images*. IEEE Trans Med Imaging. 2000 Abril:19(4):337–46.

[53] GULSUN M.A. y TEK H.. *Robust vessel tree modeling*.Proceedings of the 11th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI 2008). 2008: 5241; 602–11.

[54] LESAGE D., ANGELINI E.D., BLOCH I. y FUNKA-LEA G.. *A review of 3D vessel lumen segmentation techniques: Models, features and extraction schemes*. Medical Image Analysis. 2009 Diciembre: 13(6);819–45.

[55] DE BRUIJNE M., VAN GINNEKEN B., VIERGEVER M.A. y NIESSEN W.J.*Adapting active shape models for 3D segmentation of tubular structures in medical images*. Information Processing in Medical Imaging. 2003:2732;136–47.

[56] FRIMAN O., HINDENNACH M., KUHNEL C. y PEITGEN H.O.. *Multiple hypothesis template tracking of small 3D vessel structures*. Medical Image Analysis. 2010 Abril:14(2);160–71.

[57] SUBASIC M., LONCARIC S. y SORANTIN E.. *Model-based quantitative AAA image analysis using a priori knowledge*. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2005 Noviembre: 80(2);103–14.

[58] WU X., LUBOZ V., KRISSIAN K., COTIN S. y S. DAWSON.*Segmentation and reconstruction of vascular structures for 3D real-time simulation*.Medical Image Analysis. 2011 Febrero:15(1);22–34.

[59] MARTÍNEZ-MERA J.A., TAHOCES P.G., CARREIRA J.M., SUÁREZ J.J. y SOUTO M..*A Hibrid Method based on Level Set and 3D Region Growing for Segmentation of Thoracic Aorta*. Computer Aided Surgery. 2013;18(5-6): 109-117.

[60] WHITAKER R.T. y XUE X..*Variable-conductance, level-set curvature for image denoising*.Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing. 2001 Octubre:3;142–5.

[61] PERONA P. y MALIK J.. *Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1990 Julio: 12 (7); 629–39.

[62] MALLADI R., SETHIAN J.A. y VEMURI B.C..*Shape modeling with front propagation: A level set approach*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1995 Febrero: 17(2);158–75.

[63] ZHUGE F., RUBIN G.D., SUN S. y NAPEL S..*An abdominal aortic aneurysm segmentation method: Level set with region and statistical information*. Medical Physics. 2006 Mayo: 33(5);1440–53.

[64] WANG S., FU L., YUE Y. y KANG Y. *Fast and automatic segmentation of ascending aorta in MSCT volume data*. Proceedings of the 2nd International Congress on Image and Signal Processing (CISP '09), Tianjin, China, October 2009. pp 1–5.

[65] ROGUIN A. y BEYAR R.. *Real case virtual reality training prior to carotid artery stenting*.Catherization Cardiovascular Interventions. 2010 ,75, pp.279-282.

[66] BROEDERS I.A.J.M., BLANKENSTEIJN J.D., OLREE M., MALI W. and EIKELBOOM B.C.. *Preoperative Sizing of Grafts for Transfemoral Endovascular Aneurysm Management: A Prospective Comparative Study of Spiral CT Angiography, Arteriography, and Conventional CT Imaging* . Journal of Endovascular Surgery. 1997,4, pp. 252-261.

[67] ROUSSEAU H., CHABBERT V., MARACHER M.A., EL AASSAR O., AURIOL J., MASSABUAU P. y MORENO R.. *The Importance of Imaging Assessment Before Endovascular Repair of Thoracic Aorta*. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery. 2009,38, pp. 408-421.

[68] AGATSTON A.H., JANOWITZ W.V., HILDNER F.J., ZUSMER N.R., VIAMONTE M. y DETRANO R.. *Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography*. Journal of the American College of Cardiology. 1990 ,15, pp. 827-832.

[69] WINK O., NIESSEN W. y VIERGEVER M.. *Multiscale vessel tracking*.IEEE Transactions on Medical Imaging. 2004,23, pp. 130-133.

[70] SORATIN E., HALMAI C., ERDHELYI B., PALGYI K., NYL L.G., OLL K., GEIGER B., LINDBICHLER F., FRIEDRICH G. y KIESLER K.. *Spiral-CT-Based Assessment of Tracheal Stenoses Using 3-D-Skeletonization*,IEEE Transactions on Medical Imaging. 2002,21, pp. 263-273.

[71] MANNIESING R., VELTHUIS B.K., VAN LEEUWEN M.S., VAN DER SCHAAF I.C., VAN LAAR P.J. y NIESSEN W.J.. *Level set based cerebral vasculature segmentation and diameter quantication in CT angiography*,Medical Image Analysis. 2006 ,10, pp. 200-214.

[72] BOSKAMP T., MATH D., RINCK D., LINK F., KUMMERLER D.B., PHYS D., STAMM F. y MILDENBERGER P.. *New Vessel Analysis Tool for Morphometric Quantification and Visualization of Vessels in CT and MR Imaging Data Sets*. RadioGraphics. 2004,24, pp. 287-297.

[73] LUBOZ V., WU X., KRISSIAN K., WESTIN C., KIKINIS R., COTIN S. y DAWSON S.. *A segmentation and reconstruction technique for 3D vascular structures*. In: Proceedings of the MICCAI Conference, Palm Spring, CA,. 2005. pp. 4350.

[74] XUNLEI W., LUBOZ V., KRISSIAN K., COTIN S. y DAWSON S.. *Segmentation and reconstruction of vascular structures for 3D real-time simulation*. Medical Imaging Analysis. 2011,15, pp. 22-34.

[75] KRISSIAN K., WU X. y LUBOZ V.. *Smooth vasculature reconstruction with circular and elliptic cross sections*. Stud. Health Technol. Inform. 2006. 119, 273278.

[76] KRISSIAN K., JOSÉ M. CARREIRA, JULIO ESCLARIN y MANUEL MAYNAR. *Semi-Automatic Segmentation and Detection of Aorta Dissection Wall in MDCT Angiography*. Medical Image Analysis 2014; 18: 83-102.

[77] SHIM H., YUN I.D., LEE K.M. y LEE S.U. *Partition-Based extraction of cerebral arteries from CT angiography with emphasis on adaptive tracking*. Proceeding IPMI'05 Proceedings of the 19th international conference on Information Processing in Medical Imaging. 2005,3565, pp. 357-368.

[78] GARZÓN G., VELILLA M.F., MART M., ACITORES I., YBÁEZ F. y RIERA L.. *Endovascular Stent-Graft Treatment of Thoracic Aortic Disease*.Radiographics. 2005,25, pp. 229-244.

[79] BALLARD D.H.. *Generalizing the Hough transform to detect arbitrary shapes*. Pattern Recognition. 1981,13, pp. 111-122.

[80] SHE F.H., CHEN R.V., GAO W.M., HODGSON P.D., KONG L.X. y HONG H.Y.. *Improved 3D Thinning Algorithms for Skeleton Extraction*.Digital Image Computing: Techniques and Applications DICTA. 2009:14-18.

[81] WONG W.C.K., SO R.W.K. y CHUNG A.C.S.. *Principal Curves for Lumen Center Extraction and Flow Channel Width Estimation in 3-D Arterial Networks: Theory, Algorithm, and Validation*. IEEE Transactions on Image Processing. 2012, 21, pp. 1847-1861.

[82] UNSER M.. *Splines: a perfect fit for signal and image processing*,IEEE Signal Processing Magazine. 1999,16, pp. 22-38.

[83] ZHAO W., CHELLAPPA R. y KRISHNASWAMY A.. *Discriminant Analysis of Principal Components for Face Recognition*.Automatic Face and Gesture Recognition, Third IEEE International Conference on,. 1998. pp. 336-341.

[84] ELEFTERIADES J.A. y FARKAS E.F..*Thoracic Aortic Aneurysm:Clinically Pertinent Controversies and Uncertainties*.Journal of the American College of Cardiology. 2010, 55, pp. 841- 857.

[85] A. FITZGIBBON, M. PILU y R. FISHER. *Direct least square fitting of ellipses*. IEEE PAMI 21 (5), 476480.1999.

[86] D-G. KANG , D.C. SUH y J. B. RA. *Three-Dimensional Blood Vessel Quantification via Centerline Deformation*.IEEE Transaction on Medical Imaging,28:405-414.2009.

[87] A. F. FRANGI, W. J. NIESSEN, P. J. NEDERKOORN, J. BAKKER, W. MALI y M.A. VIERGEVER. *Quantitative Analysis of Vascular Morphology From 3D MR Angiograms: In Vitro and In Vivo Results*.Magnetic Resonance in Medicine ,45:311-322.2001.

[88] ERBEL R. y EGGEBRECHT H.. *Dimensions and the risk of dissection*.Heart. 2006; 92(1): 137–142.

[89] ASTRAND H., STALHAND J., KARLSSON J., KARLSSON M., SONESSON B. y LÄNNE T.. *In vivo estimation of the contribution of elastin and collagen to the mechanical properties in the human abdominal aorta:effect of age and sex*. Journal of Applied Physiology. 2011.110(1):176-187.

[90] SONESSON B., HANSEN F., STALE H. y LÄNNE T.. *Compliance and diameter in the human abdominal aorta—The influence of age and sex*. European Journal of Vascular Surgery. 1993. 7, Issue 6, : 690–697.

[91] KENT K.C., R.M. ZWOLAK, EGOROVA N.N., RILES T.S., MANGANARO A., MOSKOWITZ A.J., GELIJNS A.C. y GRECO G..*Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm in a cohort of more than 3 million individuals*. Journal of Vascular Surgery. 2010: 52, Issue 3. 539–548.

[92] SENSIER Y., AKIL Y., KHODABAKHSH P., NAYLOR M., SHARPE R., WALKER J. y HARTSHORNE T..*The impact of using inner-to-inner wall diameter measurement of abdominal aortic aneurysm*.Ultrasound.The Royal Society of Medicine Journals. 2013 . 20.no.1 8-11.

[93] SPROUSE L.R., MEIER G.H., PARENT F.N., DEMASI R.J., GLICKMAN M.H. y BARBER G.A.. *Is Ultrasound More Accurate than Axial Computed Tomography for Determination of Maximal Abdominal Aortic Aneurysm Diameter?*. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery. July 2004. 28(1): 28–35.

[94] AKKERSDIJK G.J.M., PUYLAERT J.B.C.M., COERKAMP E.G. y DE VRIES A.C.. *Accuracy of ultrasonographic measurement of infrarenal abdominal aortic aneurysm*. British Journal of Surgery. March 1994. 81(3):376.

[95] CAYNE N.S., VEITH F.J., LIPSITZ E.C., OHKI T., MEHTA M., GARGIULO N., SUGGS W.D., ROZENBLIT A., RICCI Z. y TIMARAN C.H.. *Variability of maximal aortic aneurysm diameter measurements on CT scan: significance and methods to minimize* .Journal of Vascular Surgery. 2004.39(4): 811–815.

[96] KAUFFMANN C., TANG A., THERASSE E., GIROUXEMAIL M.F., ELKOURI S., MELANSON P., MELANSON B., OLIVA V.L. y SOULEZE G..*Measurements and detection of abdominal aortic aneurysm growth: accuracy and reproducibility of a segmentation software*. European Journal of Radiology . 2011;81(8):1688–94.

[97] KAUFFMANN C., TANGB A., DUGASA A., THERASSEC E., OLIVAB V. y SOULEZB G.. *Clinical validation of a software for quantitative follow-up of abdominal aortic aneurysm maximal diameter and growth by CT angiography*. European Journal of Radiology. 2011. 77(3):502–508.

[98] VAN PREHN J., MARTIJN VAN DER WAL B.A., VINCKEN K., BARTELS L.W., MOLL F.L. y VAN HERWAARDEN J.A.. *Intra- and Interobserver Variability of Aortic Aneurysm Volume Measurement With Fast CTA Postprocessing Software*. Journal of Endovascular therapy. 2008. Volume 15(5):504-510.

[99] BLAND J.M. y ALTMAN D..*Statiscal Methods for Assessing Agreement Between Two Methods Of Clinical Measurement*.The Lancet. 1986,327, pp. 307-310.

[100] ROGER V.L., GO A.S., LLOYD-JONES D.M., BENJAMIN E.J., BERRY J.D., BORDEN W.B., BRAVATA D.M., DAI S., FORD E.S., FOX C.S., FULLERTON H.J., GILLESPIE C., HAILPERN S.M., HEIT J.A., HOWARD V.J., KISSELA B.M., KITTNER S.J., LACKLAND D.T., LICHTMAN J.H., LISABETH L.D., MAKUC D.M., MARCUS G.M., MARELLI A., MATCHAR D.B., MOY C.S., MOZAFFARIAN D., MUSSOLINO M.E., NICHOL G., PAYNTER N.P., SOLIMAN E.Z., SORLIE P.D., SOTOODEHNIA N., TURAN T.N., VIRANI S.S., WONG N.D., WOO D.

yTURNER M.B. *Executive summary: heart disease and stroke statistics–2012 update: a report from the American Heart Association.*. Circulation. 2012; 125(1): 188-197.

[101] BONETTI P.O., LERMAN L.O. y LERMAN A. *Endothelial dysfunction: a marker of atherosclerotic risk*. Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology. 2003; 23: 168-175.

[102] WIDLANSKY M.E., GOKCE N., KEANEY J.F. y VITA J.A. *The clinical implications of endothelial dysfunction*. Journal of the American College of Cardiology. 2003. 42(7), 1149–1160.

[103] LAKATTA E.G. y LEVY D. *Arterial and cardiac aging: major shareholders in cardiovascular disease enterprises: Part I: The aging arteries: a 'set up' for vascular disease*. Circulation. 2003 107(1), 139–146.

[104] SVENSSON y CRAWFORD *Cardiovascular and vascular disease of the aorta*. 1997.

[105] GRUBB K.J. y KRON I.L. *Sex and Gender in Thoracic Aortic Aneurysms and Dissection*. Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2011. 23(2), 124–125.

[106] CASTELLANO J.M., KOVACIC J.C., SANZ J. y FUSTER V. *Are we ignoring the dilated thoracic aorta?*.Annals of the New York Academy of Sciences. 2012. 1254; 164–174.

[107] RUDARAKANCHANAA N., BICKNELLA C.D., CHESHIREA N.J., BURFITTC N., CHAPMANC A., HAMADYA M. y POWELLA J.T. *Variation in Maximum Diameter Measurements of Descending Thoracic Aortic Aneurysms Using Unformatted Planes versus Images Corrected to Aortic Centerline*.European Journal of Vascular and Endovascular Surgery. 2013. In Press.

[108] GIACHETTI A. y ZANETTI G. *Aquatics reconstruction software: The design of a diagnostic tool based on computer vision algorithms*. Computer Vision and Mathematical Methods in Medical and Biomedical Image Analysis. 2004. 3117, 48-63.

# Índice de figuras


1.1. Angiotac de aorta toraco-abdominal y sector ilíaco en la que no se observan dilataciones significativas. . . . . 5
1.2. Aneurisma de aorta torácica en la región ascendente. . . . . 6
1.3. En las figuras (a) Aorta ascendente y (b) descendente se muestra la probabilidad de ruptura o disección en función del tamaño del aneurisma [16]. Las flechas muestran el punto crítico en el cual se incrementa de forma abrupta el riesgo de ruptura o disección. 8
1.4. Ecografía 3*D*. . . . . 13
1.5. Esquema del sistema fuente-detector en un *CT*. . . . . 16
1.6. Esquema del sistema de adquisición de datos de un *CT* helicoidal. . . . . 19

2.1. Plataforma de visualización desarrollada para la reconstrucción y procesamiento de imágenes. . . . . 24
2.2. Ejemplo de malla en una superficie para la exportación de archivos *STL*. . . . . 26
2.3. Transformación lineal del Window-Level para realzar el contraste. . . . . 27
2.4. Visualización *3D* de distintos tejidos. . . . . 28
2.5. Herramienta de visualización y navegación 3D. . . . . 28
2.6. Modelo Vista Controlador utilizada en la plataforma de visualización. . . . . 29
2.7. Diagrama de clases de la plataforma de visualización. . . . . 31
2.8. Diagrama de clases de la plataforma en la visualización de volúmenes. . . . . 32
2.9. Flujo de datos. . . . . 33
2.10. Diagrama de clases que intervienen durante el proceso de transformación de la plataforma de visualización. . . . . 33

3.1. (a) Regiones establecidas clínicamenente de la aorta torácica. La figura incluye los troncos supra-aórticos (tronco braquiocefálico, arteria subclavia izquierda y arteria carótida común izquierda y los troncos viscerales (arterias renales, tronco celíaco y arteria mesentérica superior). (b) Regiones de la aorta torácica segmentadas usando el método automático. . . . . 36
3.2. Diagrama de flujo de los pasos esenciales en la segmentación de la aorta torácica. . . 38
3.3. Inicialización en el último corte mediante la transformada de *Hough*. . . . . 39
3.4. Los 17 píxeles vecinos considerados en la técnica de crecimiento regional volumétrico. 40
3.5. Corte utilizado en la aproximación a una elipse. . . . . 41
3.6. Etapa de preprocesado para realzar los bordes de la imagen. (a) Imagen original. (b) Suavizado de la imagen. (c) Realce de bordes. (d) Resultado de la umbralización . . 41
3.7. Ilustración del algoritmo de level set . . . . . 42
3.8. (a)Segmentación automática de la aorta torácica con dilatación de la aorta ascendente y elongación de la aorta descendente. (b) Segmentación de una aorta torácica normal. 45
3.9. Resultado obtenido en términos de tamaño del área segmentada. . . . . 47
3.10. Coeficiente de similaridad (*DSC*) en la región próxima al corazón. . . . . 48
3.11. Gráfico de *Bland-Altman* correspondiente a los volúmenes. . . . . 49

4.1. *Phantom* utilizado en el experimento para comprobar la invarianza rotacional del método propuesto. . . . . 56
4.2. Diagrama de flujo de las principales etapas implicadas en la cuantificación de la aorta torácica. . . . . 57
4.3. Esquema del proceso de esqueletización en la aorta ascendente, arco aórtico y aorta descendente utilizando el centro de masas en los cortes axiales. Como se puede observar, en la sección $Z_{12}$ no se obtienen unos buenos resultados, por este motivo se utiliza una erosión volumétrica en esta región. . . . . 58
4.4. Plantillas utilizadas para erosionar la segmentación inicial. Este proceso permite obtener la línea central de la aorta en la sección $Z_{12}$. . . . . 60
4.5. Planos normales de la línea central de la aorta torácica. . . . . 63
4.6. Dos planos normales consecutivos pertenecientes a la línea central y su inclinación respeto a los ejes $XY$ y $X'Y'$. . . . . 64
4.7. Valores medios de los tres subconjuntos ($D_x$, $D_y$ y $D_z$). Estos tres subconjuntos corresponden a las distancias medidas en cada eje de rotación. . . . . 67

4.8. La Figura 4.8a. corresponde con una reconstrucción volumétrica de un caso clínico ingresado en la Unidad Radiodiagnóstica del Hóspital Clínico de Santiago de Compostela (*CHUS*) y obtenido mediante un *CT* multidetector. La Figura 4.8b corresponde con una reconstrucción volumétrica del mismo caso clínico llevado a cabo por el método propuesto. La Figura 4.8c muestra el diámetro a lo largo de la aorta en el mismo caso clínico. . . . . 68
4.9. Diámetros de la aorta medidos por el método comercial y el método automático, con la línea de igualdad incluida. . . . . 69
4.10. El gráfico de *Bland-Altman* corresponde al estudio de concordancia entre el método comercial y el método automático propuesto para lograr la medición de la sección normal de la aorta. . . . . 70
4.11. Diámetros máximos y mínimos medidos en una sección normal que incluyen una rama lateral de los troncos viscerales *a)* y *b)*. Diámetros máximos y mínimos medidos en una sección normal que incluyen un aneurisma de aorta torácico *c)* y *d)*. Los diámetros de las figuras *a* y *c* fueron calculados mediante análisis de componentes principales, y los diámetros de las figuras *b* y *d* fueron calculados mediante análisis multidireccional. . 73
4.12. Valores de los ángulos de inclinación de la sección normal en relación al plano *X* (puntos azules) y al plano *Y* (puntos rojos) después de la interpolación. . . . . 74
4.13. Valores de los ángulos de inclinación de la sección normal en relación al plano *X* (puntos azules) y al plano *Y* (puntos rojos) antes del proceso de interpolación. . . . . 75

5.1. Regiones segmentadas de la aorta torácica utilizando el método automático. . . . . 80
5.2. Gráfico de *Bland-Altman* en el que se puede compara la segmentación completa de diez de los casos con la segmentación parcial aleatoria en esos mismos casos realizadas ambas por el experto A. . . . . 86
5.3. Gráfico de *Bland-Altman* que muestra los datos obtenidos de la segmentación parcial de los *32* casos llevados a cabo por el experto A y el método automático. . . . . 87
5.4. Gráfico de *Bland-Altman* que muestra los datos obtenidos de la segmentación parcial de los *32* casos llevados a cabo por el experto B y el método automático. . . . . 89
5.5. Segmentación automática de la aorta torácica con una dilatación de la aorta torácica ascendente. . . . . 90

6.1. Principales pasos en el proceso de medición de diámetros mediante el método automático. . . . . 96
6.2. Determinación del plano que permite separar las distintas regiones para calcular el diámetro en la aorta mediante el método automático propuesto. . . . . 97

6.3. Resultados obtenidos en la segmentación, obtención de la línea central y posterior cálculo de diámetros realizado por un especialista sobre un mismo caso clínico utilizando el método semiautomático comercial en dos instantes de tiempo distintos a) y b). . . . . 99
6.4. Diámetros de la aorta medidos con el método comercial y el método automático, con la línea de igualdad incluida . . . . . 102
6.5. Gráfico de *Bland-Altman* en el cual se muestran los diámetros máximos obtenidos para los 27 pacientes utilizando el método semiautomático comercial y el método automático propuesto. . . . . 103
6.6. Gráfico de *Bland-Altman* en el cual se muestran los diámetros mínimos obtenidos para los 27 pacientes utilizando el método semiautomático comercial y el método automático propuesto. . . . . 104
6.7. Diámetros de la aorta torácica que intervienen en las características y el diseño de una prótesis. . . . . 105
6.8. Diámetros obtenidos de un caso clínico de estudio en el que se pueden observar las distorsiones en los resultados de los diámetros debido a la no correcta eliminación de los troncos supraaórticos. . . . . 106

# Índice de tablas


3.1. Coeficiente de correlación de Pearson (*PCC* Pearson correlation coefficient) para cada paciente. . . . . 46
3.2. Descripción estadística del coeficiente de similaridad *DSC* para la segmentación manual (*gold standard*) y el método propuesto. . . . . 46
3.3. Descripción estadística del coeficiente de similaridad (DSC) para la aorta ascendente y descendente. . . . . 47

4.1. Distancia media e intervalo de confianza medido en cada uno de los ejes de rotación. 67
4.2. Valores máximos medidos en los casos clínicos utilizando el programa comercial y el método automático propuesto. . . . . 71

5.1. Resultados de los volúmenes segmentados por los dos expertos y el método automático. 83
5.2. Coeficiente de correlación de *Pearson* para cada una de las regiones de la aorta torácica comparando el método automático y el método manual. . . . . 84
5.3. Coeficiente de superposición para cada una de las regiones de la aorta torácica comparando el método automático y el método manual. . . . . 85
5.4. Coeficiente de correlación intraclase para cada una de las regiones de la aorta torácica para el método automático y el método manual. . . . . 88

6.1. Valores máximos y mínimos medidos en los casos clínicos utilizando el programa comercial y el método automático propuesto. . . . . 100