



Universidad de Zaragoza

PROYECTO FIN DE CARRERA

Ingeniería de Telecomunicación

# Desarrollo de una aplicación para el almacenamiento eficiente de pruebas ecocardiográficas

**Diego Salvador Igea**

Directora:

**Eva M<sup>a</sup> Caveró Racaj**

Ponente:

**Álvaro Alesanco Iglesias**

*Diciembre 2012*

*Curso 2012-2013*



# Agradecimientos

*En primer lugar me gustaría dar las gracias a **Eva** por su comprensión y amabilidad, por haber estado disponible para ayudarme siempre que lo he necesitado y haberme ayudado a solucionar todos los problemas que me han surgido. También me gustaría dar las gracias a **Álvaro** por haberme dado la idea y la posibilidad de realizar este proyecto.*

*Por último me gustaría dar las gracias a mi familia y amigos, en especial a mis compañeros de la universidad que me han ayudado a pasar tan buenos momentos y aguantado mis bromas durante toda la carrera, gracias a ellos estos años pasados en la universidad han estado llenos de buenos momentos que espero recordar siempre.*



# “Desarrollo de una aplicación para el almacenamiento eficiente de pruebas ecocardiográficas”

## RESUMEN

En la actualidad, DICOM es el estándar más ampliamente utilizado para el almacenamiento y transmisión de pruebas ecocardiográficas. Este estándar permite guardar las pruebas ecocardiográficas como imágenes sin comprimir o comprimidas en formato JPEG, con la consiguiente pérdida de calidad en la imagen. En ninguno de los casos se tiene en cuenta que las pruebas constan de diferentes partes, imágenes y datos, y que estas pruebas se puedan comprimir acorde a su naturaleza. Por lo tanto, esta no es la forma más eficiente de comprimir y almacenar las imágenes. En un estudio previo, fue propuesto un método de compresión en el que se establecieron las distintas áreas y se comprimieron por separado teniendo en cuenta su naturaleza. De esta forma, la información contenida en la imagen es almacenada como texto, y las imágenes contenidas en la prueba son comprimidas por separado con el algoritmo de compresión SPIHT ahorrando así espacio de almacenamiento y manteniendo a su vez una calidad adecuada para la correcta interpretación de la prueba. El principal problema que presenta este método de compresión es que los aparatos ecocardiográficos no están adaptados a esa forma de compresión por lo que es necesaria una aplicación externa que segmente las áreas y extraiga los datos.

Por lo tanto, este proyecto se centra, en el desarrollo de una aplicación en Matlab para la segmentación, compresión y visualización de pruebas ecocardiográficas compatible con DICOM. La aplicación, partiendo de una ecocardiografía almacenada en un contenedor DICOM, segmenta las distintas imágenes de la prueba comprimiéndolas con el algoritmo SPIHT y reconoce el texto que contiene mediante el uso de un Reconocedor Óptico de Carácteres (OCR) almacenándolo en formato de texto. Pudiendo guardar las imágenes en el nuevo formato, así como, abrir y representar imágenes almacenadas en el formato propuesto. La aplicación también cuenta con una herramienta para la realización de nuevas medidas sobre la imagen, permitiendo además el almacenamiento de la prueba con las nuevas medidas añadidas. El método de segmentación ha sido evaluado con un banco de imágenes pertenecientes a varios aparatos de los principales fabricantes como Philips, Siemens o Agilent.

El método de compresión utilizado en la aplicación ha sido comparado con el actualmente utilizado por DICOM, JPEG, obteniéndose para una misma calidad de imagen ratios de compresión en el mejor de los casos del doble y en ningún caso inferior.

Por lo tanto, en este proyecto se presenta una aplicación que facilita a los cardiólogos la visualización y diagnóstico de pruebas ecocardiográficas y, además, permite un gran ahorro en el almacenamiento de las pruebas, lográndose un ratio de compresión de 100,5 con la imagen comprimida con una adecuada calidad clínica.



# Índice general

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>Introducción y Objetivos</b>   | <b>1</b>  |
| 1.1      | Ecocardiograma . . . . .  | 1         |
| 1.2      | Objetivos . . . . .   | 3         |
| 1.3      | Organización de la memoria . . . . .                                    | 4         |
| <b>2</b> | <b>Materiales y métodos</b>   | <b>7</b>  |
| 2.1      | Características de los ecocardiogramas . . . . .                        | 7         |
| 2.1.1    | Ultrasonido . . . . .   | 8         |
| 2.1.2    | Zonas auxiliares . . . . .  | 9         |
| 2.1.3    | Bloques de texto . . . . .  | 11        |
| 2.2      | Compresión y almacenamiento . . . . .                                   | 11        |
| 2.2.1    | Compresión . . . . .  | 11        |
| 2.2.2    | Almacenamiento . . . . .  | 12        |
| <b>3</b> | <b>Segmentación</b>   | <b>15</b> |
| 3.1      | Binarización de la imagen . . . . .                                     | 17        |
| 3.2      | Búsqueda y extracción de las escalas de contraste y color . . . . .     | 18        |
| 3.3      | Extracción de figuras auxiliares . . . . .                              | 18        |
| 3.4      | Extracción de textos . . . . .  | 19        |
| 3.5      | Identificación de ultrasonido e imágenes auxiliares . . . . .           | 20        |
| 3.6      | Compensación y solución de posibles errores . . . . .                   | 22        |
| <b>4</b> | <b>Aplicación</b>   | <b>23</b> |
| 4.1      | Visualización . . . . .   | 23        |
| 4.1.1    | Reconstrucción de la imagen a partir de una imagen comprimida . . . . . | 24        |
| 4.2      | Compresión y modificación . . . . .                                     | 25        |
| 4.3      | Medidas . . . . .   | 28        |

|  |           |
|--|-----------|
| <b>5 Resultados y discusión</b>                                | <b>29</b> |
| 5.1 Base de datos . . . . .                                    | 29        |
| 5.2 Resultados de la segmentación . . . . .                    | 29        |
| 5.3 Resultados de la compresión . . . . .                      | 31        |
| <b>6 Conclusiones y líneas futuras</b>                         | <b>39</b> |
| 6.1 Conclusiones . . . . .                                     | 39        |
| 6.2 Líneas de futuro . . . . .                                 | 39        |
| <b>Bibliografía</b>  | <b>41</b> |
| <b>A Set Partitioning In Hierachical Trees (SPIHT)</b>         | <b>43</b> |
| A.1 Transformada Wavelet . . . . .                             | 43        |
| A.2 Algoritmo de ordenamiento de partición de grupos . . . . . | 46        |
| A.3 Etapa de refinado . . . . .                                | 47        |
| A.4 Ejemplo del funcionamiento del algoritmo . . . . .         | 48        |
| <b>B DICOM</b>   | <b>53</b> |
| <b>C Modos de operación</b>                                    | <b>59</b> |
| <b>D OCR</b>   | <b>61</b> |
| <b>E Manual de uso de la aplicación</b>                        | <b>63</b> |
| E.1 Interfaz de compresión . . . . .                           | 63        |
| E.1.1 Menú . . . . .   | 64        |
| E.1.2 Bloque de compresión . . . . .                           | 64        |
| E.1.3 Bloque de medida . . . . .                               | 65        |
| E.2 Herramienta de modificación . . . . .                      | 65        |
| E.2.1 Bloque de edición . . . . .                              | 65        |
| E.2.2 Bloque de creación . . . . .                             | 67        |
| E.3 Herramienta de medida . . . . .                            | 68        |



# Índice de figuras

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 1.1 | <i>Modos básicos de operación.</i>   | 2  |
| 2.1 | <i>Modos 2D. Entre paréntesis se indica el fabricante del ecógrafo con el que se ha capturado la prueba.</i>         | 8  |
| 2.2 | <i>Modos de barrido. Entre paréntesis se indica el fabricante del ecógrafo con el que se ha capturado la prueba.</i> | 9  |
| 2.3 | <i>Áreas de ultrasonido.</i>   | 10 |
| 2.4 | <i>Imágenes auxiliares en un modo Doppler pulsado de un dispositivo Philips</i>                                      | 10 |
| 3.1 | <i>Diagrama de bloques de la segmentación</i>  | 16 |
| 3.2 | <i>Histograma de franja de prueba</i>  | 17 |
| 3.3 | <i>Distintos modelos de escalas</i>  | 18 |
| 3.4 | <i>Búsqueda de bloque de texto</i>   | 19 |
| 3.5 | <i>Adaptación de texto sobre cuadro blanco</i>   | 20 |
| 3.6 | <i>Parte de ultrasonido de la imagen</i>   | 20 |
| 3.7 | <i>Delimitación de los bordes del ultrasonido.</i>   | 21 |
| 3.8 | <i>Localización de las zonas de ultrasonido</i>  | 22 |
| 4.1 | <i>Interfaz de compresión</i>  | 24 |
| 4.2 | <i>Imagen comprimida reconstruida en muy alta calidad</i>  | 26 |
| 4.3 | <i>Esquema de la codificación y modificación</i>   | 26 |
| 4.4 | <i>Herramienta de modificación</i>   | 27 |
| 4.5 | <i>Herramienta de medida</i>   | 28 |
| 5.1 | <i>Error de reconstrucción, en imagen del modo Doppler color, (Agilent)</i>  | 30 |
| 5.2 | <i>Error debido a caracteres ajenos al estándar ASCII, en modo M (Philips)</i>                                       | 31 |
| 5.3 | <i>PSNR en función del CR para el modo M en distintos aparatos</i>   | 32 |
| 5.4 | <i>PSNR en función del CR para los modos DP/DC</i>   | 33 |
| 5.5 | <i>PSNR en función del CR para el modo B en distintos aparatos.</i>  | 34 |

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 5.6 | <i>CR/PSNR para modo Doppler color . . . . .</i>   | 35 |
| A.1 | <i>Descomposición de una wavelet de 1-D, de <math>K</math> niveles. . . . .</i>  | 44 |
| A.2 | <i>Esquema de la organización de los coeficientes wavelet. . . . .</i>   | 45 |
| A.3 | <i>Ejemplo de la transformada wavelet. . . . .</i>   | 46 |
| A.4 | <i>Coeficientes wavelet organizados en árboles jerárquicos. . . . .</i>  | 47 |
| A.5 | <i>Coeficientes wavelet de una imagen utilizada como ejemplo. Los números fuera de la caja indican las coordenadas usadas. . . . .</i> | 48 |
| E.1 | <i>Interfaz de compresión . . . . .</i>  | 63 |
| E.2 | <i>Bloque de compresión . . . . .</i>  | 65 |
| E.3 | <i>Bloque de medida. . . . .</i>   | 65 |
| E.4 | <i>Herramienta de modificación . . . . .</i>   | 66 |
| E.5 | <i>Bloque de edición . . . . .</i>   | 66 |
| E.6 | <i>Bloque de creación . . . . .</i>  | 67 |
| E.7 | <i>Herramienta de medida . . . . .</i>   | 68 |
| E.8 | <i>Imagen comprimida con nueva medida añadida . . . . .</i>  | 69 |

# Índice de tablas

|     |   |    |
|-----|---|----|
| 2.1 | <i>Resumen de las compresiones por áreas utilizadas.</i>                                | 11 |
| 2.2 | <i>Estructura del contenedor.</i>   | 12 |
| 2.3 | <i>Cabecera.</i>  | 12 |
| 2.4 | <i>Cabeceras de las imágenes y bloques de datos.</i>                                    | 13 |
| 5.1 | <i>Contenido del banco de imagenes.</i>   | 30 |
| 5.2 | <i>PSNR y CR para el método de compresión propuesto y JPEG</i>                          | 36 |
| A.1 | <i>Ejemplo de codificación SPIHT.</i>   | 50 |
| B.1 | <i>Cabecera DICOM para una ecocardiografía de un aparato Philips Envisor</i>            | 54 |
| B.2 | <i>Cabecera DICOM para una ecocardiografía de un aparato Siemens SC2000</i>             | 55 |
| B.3 | <i>Cabecera DICOM para una ecocardiografía de un aparato Siemens<br/>Acuson Sequoia</i> | 56 |
| B.4 | <i>Cabecera DICOM para una ecocardiografía de un aparato Agilent Sonos</i>              | 57 |

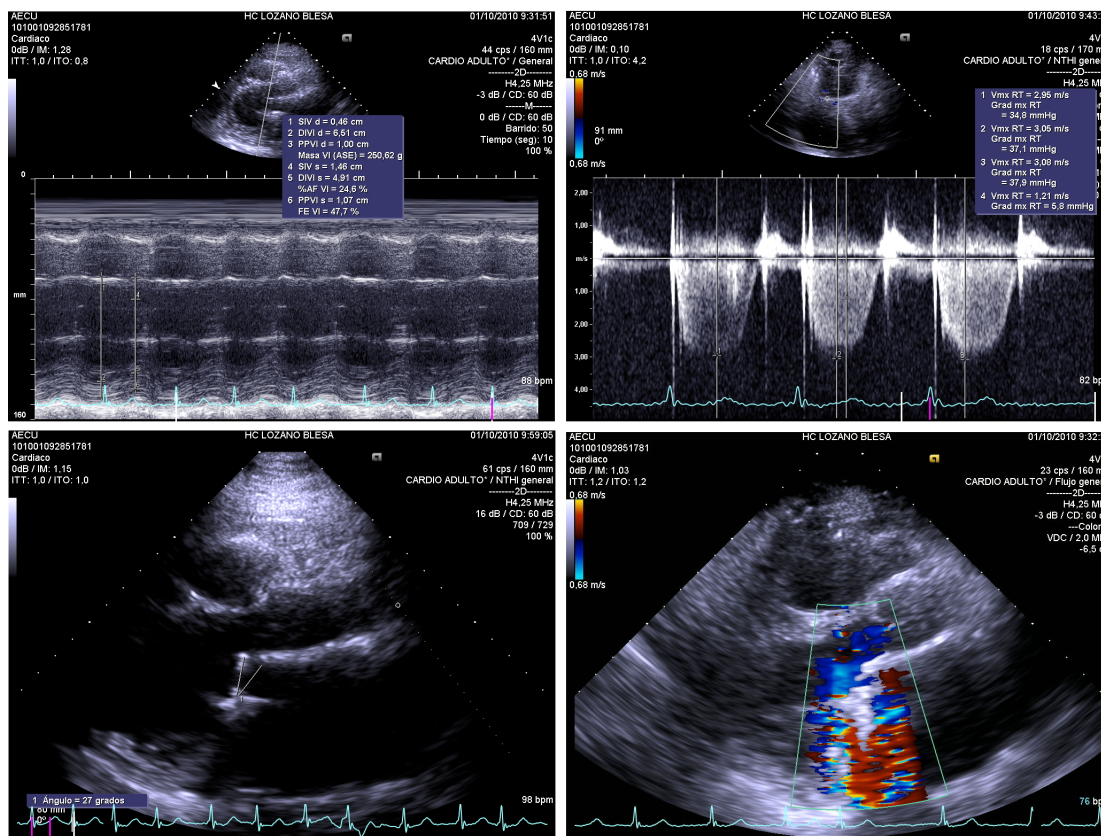


# Capítulo 1

## Introducción y Objetivos

### 1.1 Ecocardiograma

La ecocardiografía es una técnica de diagnóstico por imagen, basada en ultrasonidos, utilizada para la obtención de un diagnóstico preciso de enfermedades cardiovasculares, así como para el seguimiento de pacientes con cardiopatías. Un ecocardiograma consiste en la adquisición continua de imágenes de ultrasonido del corazón y sus numerosas ventajas con respecto a otras técnicas médicas de diagnóstico mediante imagen han hecho de la ecocardiografía una de las técnicas más ampliamente utilizadas. Entre las principales ventajas cabe destacar: que es sencillo, no invasivo, no produce radiación ionizada, es barato y puede realizarse en cualquier centro médico. Un examen ecocardiográfico estándar incluye cuatro modos básicos de operación: B, M, Doppler color y Doppler pulsado/continuo. En la Figura 1.1 podemos ver los cuatro modos básicos. El modo B y el modo M permiten realizar medidas relativas al tamaño, grosor de las paredes y movimiento del corazón. Mientras que los modos Doppler color, Doppler continuo/pulsado permiten estudiar velocidades de flujos de sangre en el interior del corazón. Además de estos modos, recientemente se han desarrollado nuevas técnicas como son el modo Doppler tisular o modo Doppler tisular pulsado, para la evaluación de velocidades, desplazamientos y deformaciones en la región miocárdica o la ecocardiografía 3D. Sin embargo, estas técnicas no tienen por qué ser incluidas en un estudio rutinario.



*Figura 1.1: Modos básicos de operación.*

Siguiendo las recomendaciones de la *European Association of Echocardiography* [1] las pruebas ecocardiográficas realizadas deben ser almacenadas por los laboratorios para todos los pacientes al menos un periodo equivalente a la esperanza de vida media. Teniendo en cuenta que cada prueba ecocardiográfica es un video de unos 40 minutos de duración, la compresión de las pruebas se hace imprescindible. Para un ahorro del espacio, sólo se guardan aquellas partes que contienen información clínica, esto es imágenes de diferentes vistas con medidas y de 1 a 3 ciclos cardíacos (de 14 a 64 imágenes) de imágenes de los modos B y Doppler, lo que puede resultar excesivo si no se comprimen eficientemente. El estándar más ampliamente utilizado para el intercambio y almacenamiento de pruebas ecocardiográficas es Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) [2]. Hay una parte del estándar DICOM que definen los formatos soportados para el almacenamiento de imágenes de ultrasonido, siendo éstos: Uncompressed, RLE lossles y JPEG Lossy. Estos formatos de almacenamiento no son los más eficientes dado que no aprovechan la estructura de la prueba y la comprimen como una imagen completa sin tener en cuenta su contenido. Además, en los laboratorios se dispone de un software para la visualización de los ecocardiogramas almacenados, así como una herramienta para hacer medidas en los ecocardiogramas y poder realizar o incluir el diagnóstico una vez acabada la prueba. En muchos de los laboratorios se utilizan software propietarios muy costosos, lo que limita en gran medida el número de

equipos en las que los facultativos pueden analizar las pruebas.

En la literatura, son numerosas las técnicas propuestas para la compresión de imágenes médicas. Las más destacadas son Set Partitioning In Hierarchical Trees(SPIHT) [3] y Joint Photographic Experts Group (JPEG) [4], y la compresión basada en regiones de interés. En [5], [6], [7] y [8] se demostró que las técnicas basadas en región de interés usando SPIHT presentan, para una misma calidad de imagen, mayor tasa de compresión. En este proyecto, se ha optado por usar la aproximación presentada en [8]. En este trabajo se desarrolló una alternativa de compresor de ecocardiografías eficiente y compatible con DICOM. Basándose en las características particulares de los distintos modos de visualización se buscó maximizar el compromiso calidad-compresión. Se propuso segmentar las distintas partes de imagen que compone la prueba para comprimir las por separado según su naturaleza, datos o imagen, y así, comprimirla más eficientemente. De esta forma las partes de la prueba correspondientes a la imagen se comprimen usando el algoritmo de compresión SPIHT, en el Anexo A, y los datos se almacenan en ASCII [9]. Las pruebas realizadas demostraron que manteniendo la calidad de la imagen los ratios de compresión obtenidos superan a los obtenidos usando compresión JPEG, obteniendo con esta propuesta un ahorro de almacenamiento considerable con respecto al formato DICOM original.

El principal inconveniente para la utilización de este método es que debemos tener las imágenes y los datos de la prueba separados, y actualmente ningún aparato los separa. Por lo tanto, necesitamos un programa externo que realice la segmentación de las partes de la prueba, y reconozca y extraiga los textos de la imagen. La motivación de este proyecto es la creación de una aplicación que automatice el proceso de segmentación de las distintas partes de imagen y datos del ecocardiograma, para su posterior compresión según el algoritmo creado en el anterior trabajo [8]. Además, la aplicación deberá permitir visualizar pruebas guardadas tanto en DICOM como en el nuevo formato, pudiendo realizar sobre ellas nuevas medidas o modificaciones y después guardarlas de nuevo en formato compatible con DICOM. De este modo, además del ahorro de espacio debido a la nueva compresión se facilita al facultativo el análisis de las pruebas en cualquier equipo sin necesidad de un software específico.

## 1.2 Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es, partiendo de la propuesta de compresión eficiente anteriormente realizada [8], el desarrollo de una aplicación que nos permita, a partir de una imagen ecocardiográfica almacenada en formato DICOM o JPEG, separar las distintas partes de interés de la imagen para su posterior compresión y la extracción de los datos contenidos en ella. Esta parte, la relativa a la segmentación de la prueba, es el objetivo principal del proyecto así como la que mayor carga de trabajo tiene. Además, tanto las imágenes como los bloques de texto se almacenarán en un contenedor que

permita la posterior recuperación de la imagen. Esta aplicación deberá también facilitar herramientas al usuario como la visualización, modificación de forma sencilla de los datos del ecocardiograma y la realización de medidas. El resultado final será, por lo tanto, una aplicación para ser usada en un laboratorio ecocardiográfico que comprime y almacena de forma eficiente el ecocardiograma y además, permite la visualización y diagnóstico de las pruebas.

A continuación describiré de forma más detalladas cuales son las principales funcionalidades de la aplicación:

- Facilitar la visualización de imágenes DICOM e imágenes comprimidas con JPEG.
- Comprimir las imágenes con el formato propuesto para aparatos de distintos fabricantes sin variar ninguno de los parámetros de configuración y también se facilitará una forma sencilla de variación de diferentes parámetros de configuración en el caso de que el resultado con un nuevo aparato no sea el deseado.
- Realizar medidas sobre las imágenes visualizadas, así como la posibilidad de guardar las pruebas con estas nuevas medidas.
- Detectar automáticamente si el ecocardiograma contiene información relevante en color, en función de esto se realizará la compresión usando el algoritmo SPIHT color o blanco y negro.
- Permitir al usuario seleccionar la calidad que desea en la imagen comprimida en función del compromiso calidad-compresión que desee en cada caso además, también se podrá buscar marcadores adicionales a las partes de ultrasonido que serán tratados como imagen.
- Posibilitar la modificación de la información contenida en los bloques de texto, añadir nuevos bloques o eliminar los no deseados antes de proceder a guardar la prueba.
- Abrir, visualizar y modificar en cualquier momento las imágenes guardadas previamente con el programa implementado.

### 1.3 Organización de la memoria

La memoria está estructurada de la siguiente manera:

- **Capítulo 1: Introducción.** En este capítulo se realiza una breve descripción del concepto ecocardiograma así como una descripción del punto de partida y los objetivos que persigue este proyecto.
- **Capítulo 2: Materiales y métodos.** Se describen los distintos tipos de imágenes ecocardiográficas, las áreas contenidas en la prueba y como deben ser segmentados.



Además, también se describe el modelo de compresión y almacenamiento del que se parte.

- **Capítulo 3: Segmentación.** Este capítulo describe de forma detallada la implementación de la segmentación automática de las distintas áreas de la prueba.
- **Capítulo 4: Aplicación.** En este capítulo se incluye una descripción del funcionamiento de la aplicación diseñada así como del interfaz..
- **Capítulo 5: Resultados y discusión.** Resultados del algoritmo de compresión, pruebas de compresión con imágenes previamente comprimidas y mejoras sobre otras formas de compresión.
- **Capítulo 6: Conclusiones y futuras líneas de trabajo.** Último capítulo de la memoria principal que contiene las conclusiones obtenidas en la realización del trabajo y líneas futuras de investigación.

El contenido de los anexos incluidos es el siguiente:

- En el anexo A se describe el algoritmo SPIHT.
- En el anexo B se incluye una breve descripción del formato DICOM.
- En el anexo C se describen las características y utilidad diagnóstica de cada uno de los modos estudiados.
- En el anexo D se explica de forma general el funcionamiento de un reconocedor óptico de caracteres.
- El anexo E contiene un manual de uso de la aplicación en el que se explican de forma completa sus distintas funciones y herramientas.



## Capítulo 2

# Materiales y métodos

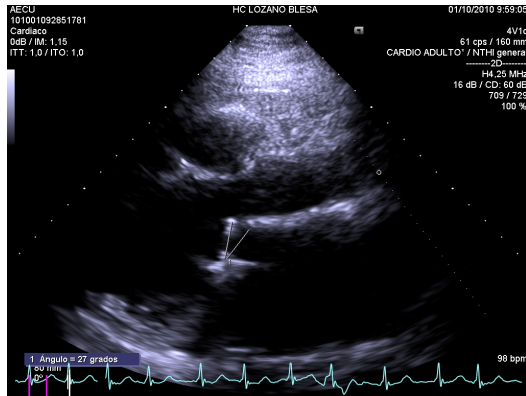
En este capítulo se analizan las características propias de los distintos tipos de ecocardiografías existentes y se identifican y explican las distintas áreas en las que se divide cada prueba. Además se explica de forma detallada la compresión y almacenamiento que se va a utilizar y que proviene de la propuesta [8].

### 2.1 Características de los ecocardiogramas

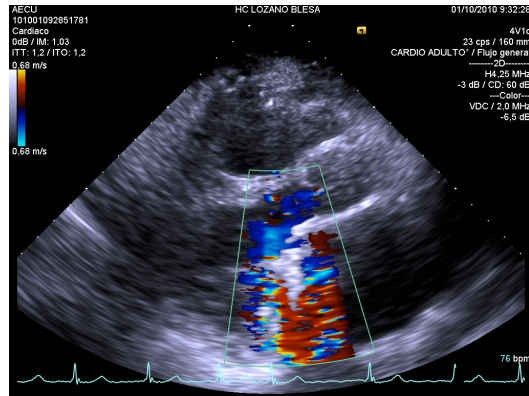
De forma general, podemos dividir las pruebas ecocardiográficas en dos grandes grupos acorde a las diferentes características que presentan en su representación. Estos dos grandes grupos son: los modos 2D y los modos de barrido. A continuación se describen de forma breve los dos grupos y sus características mas relevantes. Los modos 2D son, por ejemplo, los modos B, Figura 2.1(a), Doppler color, Figura 2.1(b), y Doppler tisular, Figura 2.1(c). En ellos, la parte central de la imagen contiene el ultrasonido, que puede incluir una parte de color, como ocurre en el Doppler color o Doppler Tisular. Los modos 2D no incluyen ninguna otra imagen auxiliar con ultrasonidos.

En cuanto a los modos de barrido son, por ejemplo, los modos M, Figura 2.2(a), Doppler continuo/pulsado, Figura 2.2(b), y modo Doppler tisular pulsado, Figura 2.2(c). En estos modos, de forma general, se incluye un ultrasonido consistente en un barrido que puede contener información tanto en blanco y negro como en color, tal como ocurre en el caso del modo Doppler tisular pulsado. En la mayoría de los casos estudiados se incluye además una imagen de ultrasonido auxiliar que se sitúa sobre el ultrasonido principal. El ultrasonido auxiliar corresponde a una imagen perteneciente a uno de los modos 2D, para tener una referencia del corte que se está utilizando para la representación del modo de barrido y así ayudar a la interpretación de la prueba. En el anexo C C se describen de forma más detallada los distintos modos que componen cada uno de los grupos.

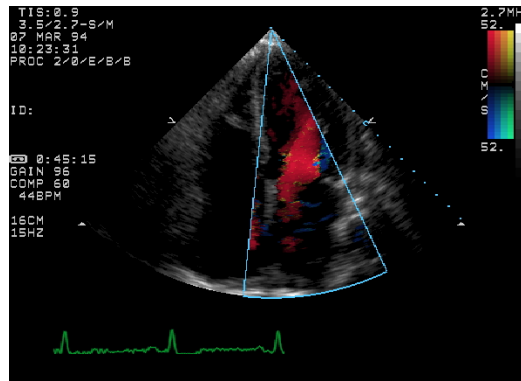
Además de la división por modos, debemos tener en cuenta las distintas áreas en las que se divide cada prueba. De nuevo, podemos englobar estas áreas en tres grandes grupos: ultrasonido, zonas auxiliares y bloques de texto. Para identificar



(a) Modo B. (Siemens)



(b) Modo Doppler Color. (Siemens)



(c) Modo Doppler Tisular. (Agilent)

Figura 2.1: Modos 2D. Entre paréntesis se indica el fabricante del ecógrafo con el que se ha capturado la prueba.

las características comunes de cada área para los distintos aparatos se ha analizado un banco de datos con imágenes pertenecientes a los principales fabricantes. En las siguientes secciones realizaremos una descripción de los distintos grupos y cuales son las características comunes que se han extraído del banco de imágenes y que nos llevan a incluir cada área en una de estas tres categorías.

### 2.1.1 Ultrasonido

A esta área pertenece la parte de la imagen que contiene la información diagnóstica más relevante de la prueba, que puede variar dependiendo de la categoría a la que pertenezca la prueba: modos 2D o modos de barrido.

- **Modos 2D:** En este caso el ultrasonido ocupa prácticamente toda la pantalla, ver Figura 2.3(a). En el entorno o incluso el interior del ultrasonido se incluyen también otras zonas auxiliares y datos.

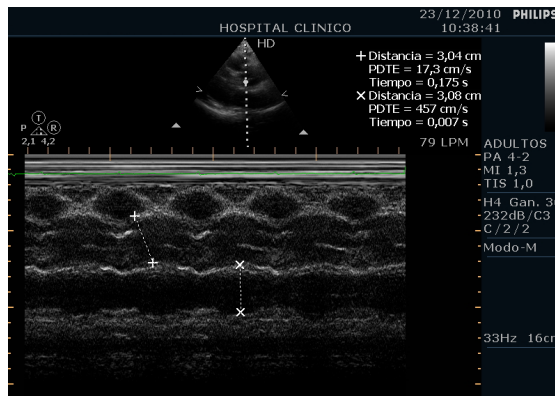
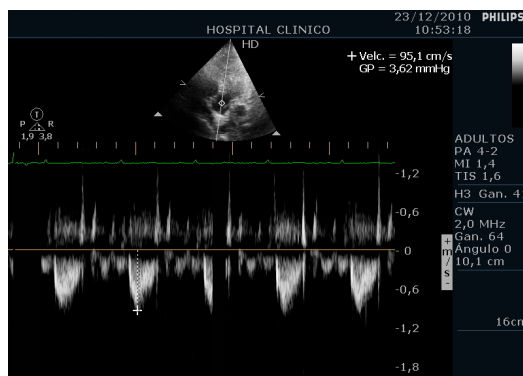
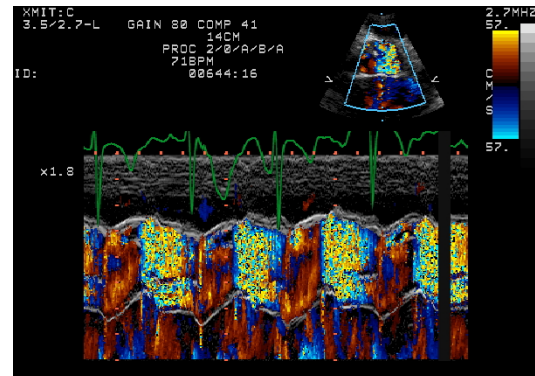
(a) *Modo M. (Philips)*(b) *Modo Doppler continuo. (Philips)*(c) *Modo Doppler Tisular pulsado. (Agilent)*

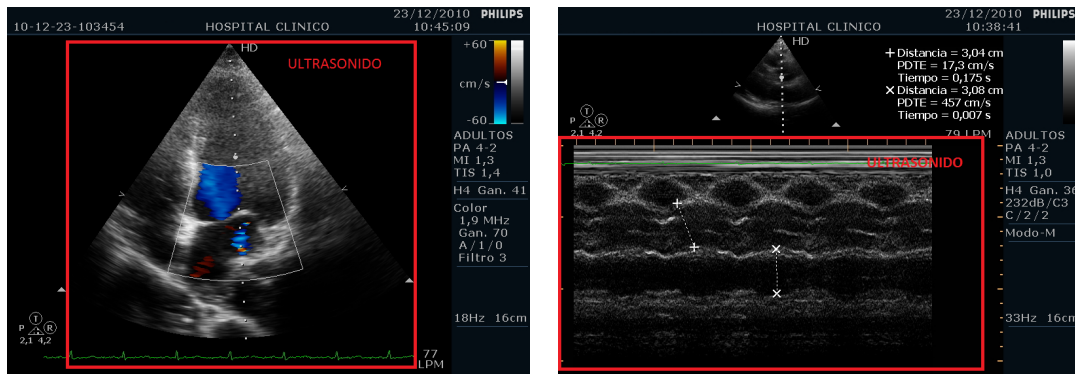
Figura 2.2: Modos de barrido. Entre paréntesis se indica el fabricante del ecógrafo con el que se ha capturado la prueba.

- **Modos de Barrido:** En el modo de barrido el ultrasonido se encuentra localizado en una ventana rectangular que ocupa la mitad inferior de la imagen, ver Figura 2.3(b). Esta forma es la más habitual de encontrarlo, aunque en aparatos antiguos puede llegar a ocupar gran parte de la pantalla.

### 2.1.2 Zonas auxiliares

Además de la parte del ultrasonido, en la imagen existen otras zonas auxiliares que son necesarias para la correcta interpretación del ecocardiograma, ver Figura 2.4. Estas zonas dependen del fabricante del aparato y del modo mostrado, pero de forma general podemos dividirlos en tres clases: ultrasonidos auxiliares, escalas de luminosidad o color y figuras auxiliares.

- **Ultrasonidos auxiliares:** Pertenecen al modo 2D correspondiente al modo de barrido



(a) Ultrasonido Modos 2D.

(b) Ultrasonido Modos de barrido.

Figura 2.3: Áreas de ultrasonido.

representado. En cuanto a su localización, el ultrasonido auxiliar se coloca en la parte superior de la imagen, sobre la imagen del ultrasonido principal, como podemos ver en la Figura 2.4 con la etiqueta de ultrasonido auxiliar.

- Escalas de luminosidad o color: Las pruebas incluyen un marcador de contraste para la interpretación correcta de la información. En las pruebas que contengan información en color se añade otro marcador adicional con la gama de colores y su significado. Las escalas de color aparecen en la parte superior de la imagen tanto en el margen derecho como en el izquierdo.
- Figuras auxiliares: Algunos fabricantes incluyen adicionalmente algún tipo de marcador o figura que sustituye parte de la información. Como vemos en la Figura 2.4 bajo el nombre de otros auxiliares.

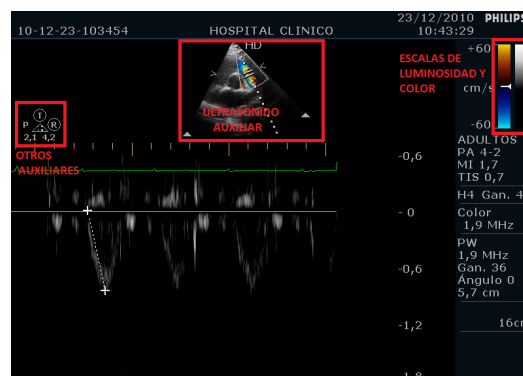


Figura 2.4: Imágenes auxiliares en un modo Doppler pulsado de un dispositivo Philips

### 2.1.3 Bloques de texto

Por último, en el ecocardiograma aparece una gran cantidad de texto en formato imagen. Como podemos ver en cualquiera de la imágenes previamente mostradas, ver por ejemplo la Figura 2.2, estos bloques de texto pueden incluir información relativa a los parámetros con los que se realizó la prueba, así como medidas realizadas sobre la misma. Así pues, es necesario conservar toda esa información durante la compresión. En cuanto a su localización y características, solo podemos asumir como característica común de los bloques de texto, que siempre aparece una cabecera en la parte superior de la imagen y que en todos los textos la luminosidad de sus pixels tiene una diferencia suficiente con el fondo de la imagen, permitiendo así que el texto pueda ser leído con facilidad. Por lo demás, los bloques de texto pueden aparecer en cualquier punto de la imagen, incluso ocultando parte de la información del ultrasonido, en el caso de las medidas.

## 2.2 Compresión y almacenamiento

### 2.2.1 Compresión

En esta sección procederemos a hacer una descripción del modelo de codificación utilizado para cada área de las pruebas y realizar una descripción del contenedor que se utiliza para almacenar la imagen. El diseño del contenedor ya fue realizado en el artículo [8], al igual que la compresión y apenas se han realizado variaciones en su estructura.

| Áreas              | Componentes | Codificación |
|--------------------|-------------|--------------|
| Imágenes sin color | Y           | SPIHT        |
| Imágenes con color | Y Cb Cr     | SPIHT COLOR  |
| Datos              | -           | ASCII        |

Tabla 2.1: Resumen de las compresiones por áreas utilizadas.

Como vemos en la Tabla 2.1 debemos utilizar un codificador distinto si la imagen contiene información relevante en color o no. Para comprobar si la imagen contiene información relevante en color, se analiza si existe una escala de color como las descritas en la sección anterior. En el caso de existir, utilizaremos el codificador para imágenes en color *codecolr*, y en caso contrario el codificador usado será *codetree*. Estos codificadores, se han descargado de la pagina web [10] y corresponden a una implementación del algoritmo SPIHT creada por Amir Said y William A. Pearlman [3].

Existen dos modificaciones con respecto a la codificación descrita en el artículo [8]. La primera es que el codificador usado para imágenes en color comprime todas las componentes de la imagen sobre un mismo fichero y no independientemente, y la segunda,

que si se decide que la imagen contiene información relevante en color, toda la prueba irá codificada de esta forma. Otra importante precaución a tener en cuenta al tratar con algoritmos de codificación SPIHT es que están diseñados para tratar con imágenes de gran tamaño y no aceptan como entrada imágenes inferiores a un determinado umbral por lo que algún caso deberemos ampliar el tamaño de algunas imágenes auxiliares con pixels en negro.

### 2.2.2 Almacenamiento

El almacenamiento de la prueba se lleva a cabo en un contenedor compatible con el formato de DICOM. Podemos dividir la estructura del contenedor en 5 partes: la cabecera DICOM, la cabecera de compresión, el ultrasonido, los auxiliares y los datos, tal y como se muestra en la Tabla 2.2.

| <b>Campos</b>  | <b>Obligatorio</b> | <b>Tamaño (bytes)</b>   |
|----------------|--------------------|-------------------------|
| Cabecera DICOM | Sí                 | 2+Variable              |
| Cabecera       | Sí                 | 1                       |
| Ultrasonido    | Sí                 | 7+imagen                |
| Auxiliares     | No                 | (6+imagen)x n° imágenes |
| Datos          | No                 | (4+datos)x n° bloques   |

*Tabla 2.2: Estructura del contenedor.*

El primer campo del contenedor corresponde a la cabecera DICOM. Todas las pruebas almacenadas en DICOM contienen una cabecera con información de la prueba y el paciente. En el Anexo B se explica su contenido de forma más detallada.

La cabecera contiene la información necesaria para la correcta reconstrucción de la imagen. Se incluyen tres campos, tal y como se muestra en la Tabla 2.2. El primer campo se corresponde con la calidad de la compresión, definiendo con los 4 bits disponibles 16 calidades distintas desde 0.1 a 1.6 bits por pixel. Inicialmente, estos bits contenían información del aparato con el que se realizó la prueba, pero esta información ya esta contenida en la cabecera DICOM. El segundo campo es de un solo bit este bit, vale 1 si la información es en color o a 0 si es en blanco y negro. En el último campo se indica el número de zonas auxiliares y su longitud es de 4 bits. Así la longitud total de la cabecera es de un byte.

|                          |                         |                                     |
|--------------------------|-------------------------|-------------------------------------|
| <b>Modelo</b><br>(4bits) | <b>Color</b><br>(1 bit) | <b>Zonas auxiliares</b><br>(3 bits) |
|--------------------------|-------------------------|-------------------------------------|

*Tabla 2.3: Cabecera.*

Por último, se añaden los campos que corresponden a la codificación de los tres tipos de área, ultrasonido, imágenes auxiliares y los bloques de datos. Ver Tabla 2.4.



- Ultrasonido: solo se puede incluir un ultrasonido por contenedor, donde ultrasonido se entiende como la parte principal de la prueba médica. En su cabecera se incluyen: el punto inicial, la longitud en líneas y columnas y, por último, la longitud de la imagen comprimida en bytes.
- Auxiliares: hay tantas como se indican en el campo *Zonas auxiliares* de la cabecera. En la cabecera de cada uno de los auxiliares, se incluyen los mismos campos que en el ultrasonido, salvo que al ser de menor tamaño se reservaran menos bits.
- Bloques de datos: corresponde a cada uno de los bloques de datos obtenidos durante la segmentación. En la cabecera aparecerá la posición inicial y la longitud en bytes.

| Áreas       | Xo      | Yo      | xdim    | ydim    | L bytes |
|-------------|---------|---------|---------|---------|---------|
| Ultrasonido | 8 bits  | 8 bits  | 10 bits | 10 bits | 20 bits |
| Auxiliares  | 8 bits  | 8 bits  | 8 bits  | 8 bits  | 16 bits |
| Datos       | 10 bits | 10 bits | -       | -       | 12 bits |

Tabla 2.4: Cabeceras de las imágenes y bloques de datos.



## Capítulo 3

# Segmentación

En este capítulo describiremos la segmentación de las pruebas ecocardiográficas. Teniendo en cuenta las características de los ecocardiogramas descritas en el capítulo anterior, trataremos de separar las distintas partes de la prueba de forma automática para, posteriormente, ser tratadas con el algoritmo de compresión adecuado en cada caso. El método de segmentación presentado está diseñado para funcionar con todas las pruebas ecocardiográficas de las que disponemos. No obstante, se han dejado ciertos parámetros configurables con el fin de ser modificados en el caso de que se presente alguna prueba que no funcione adecuadamente con la configuración por defecto o presente otras características.

En el diagrama de bloques mostrado en la Figura 3.1, se representan los principales bloques usados en el proceso de segmentación. A continuación describiremos mas en detalle el funcionamiento de cada uno de los distintos bloques. Antes de entrar en una descripción más detallada de los bloques de la segmentación trataremos de realizar un resumen que nos proporcione una visión más amplia de su funcionamiento.

Partimos de una imagen en blanco y negro de la prueba y otra en color, siempre que la prueba sea en color. Como podemos ver en el diagrama de la Figura 3.1 el proceso de segmentación se divide desde el inicio en dos ramas que están en permanente comunicación: la rama de extracción de texto y la extracción de imagen. La primera de las ramas se centra en la extracción de texto y su funcionamiento se parece mucho al de un reconocedor de caracteres convencional. El primer paso de esta rama consiste en la binarización de la imagen. La binarización es un proceso común a la mayoría de los OCRs, su propósito es crear una imagen binaria en el que el valor mas alto corresponda con los colores en los que esta escrito el texto y el resto de los valores de pixel pasen a negro. En el subapartado correspondiente se puede ver una descripción mas detallada de cómo se realiza este proceso. En el segundo bloque de esta rama, a partir de los datos obtenidos del proceso de la binarización, se realiza la digitalización de los datos contenidos en la imagen. Además de la obtencion de los bloques de texto, este último bloque es clave para el correcto funcionamiento de la rama de extracción de imágenes.

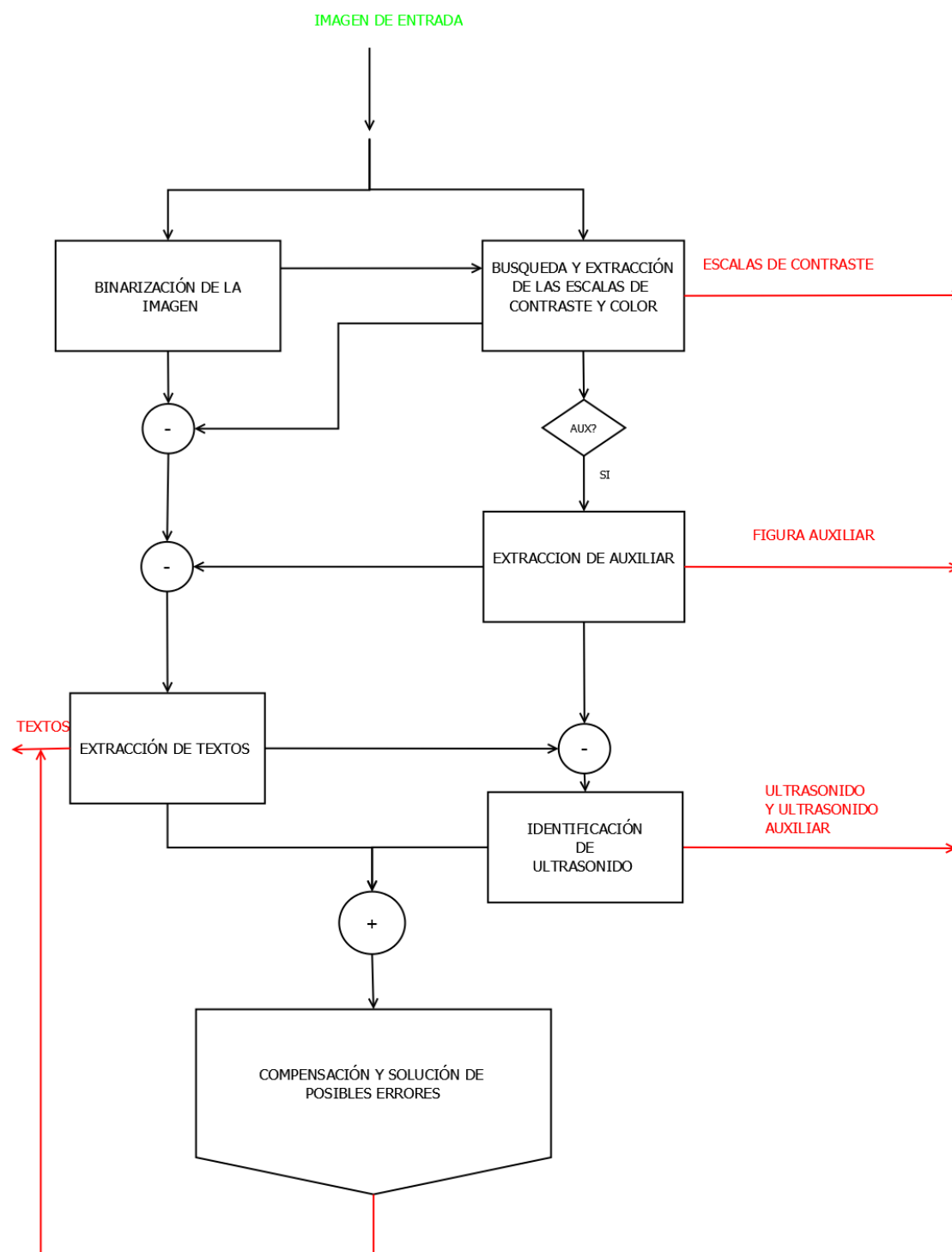


Figura 3.1: Diagrama de bloques de la segmentación

En la rama de extracción de imágenes se segmentan las distintas áreas de la prueba que contienen información relevante. Lo primero que se realiza en esta rama es la identificación de las escalas de color, inmediatamente después, en el caso de las hubiese, se identifican las figuras auxiliares mediante una convolución. En el bloque final de esta rama, identificación de ultrasonido, buscaremos en una imagen carente de textos u otras imágenes tanto el ultrasonido principal como el auxiliar en el caso de que exista.

Finalmente, existe un bloque común a las dos ramas, bloque de compensación de errores. El objetivo de este bloque es fundamentalmente solucionar posibles problemas por la aparición bloques de texto erróneos.

### 3.1 Binarización de la imagen

Inicialmente, trataremos de eliminar la parte que se corresponde con el texto contenido en la imagen y así, simplificar la segmentación de las partes de imagen de forma significativa. Primero, tomando la imagen en blanco y negro de la prueba, realizamos una búsqueda en un amplia franja de la imagen para obtener cuales son los niveles de saturación que se corresponden con el texto. Para ello, se selecciona un área, que contenga la cabecera, y se realiza un histograma de esa parte de la imagen. En este histograma se muestra el número de puntos totales que hay para cada valor de pixel.

A partir del histograma se localiza el valor del fondo y se buscan varios máximos locales que tengan un contraste suficiente respecto al fondo y superen un cierto umbral de repetición. Estos valores se corresponden con el tono de saturación de los textos de la imagen, ver figura 3.2.

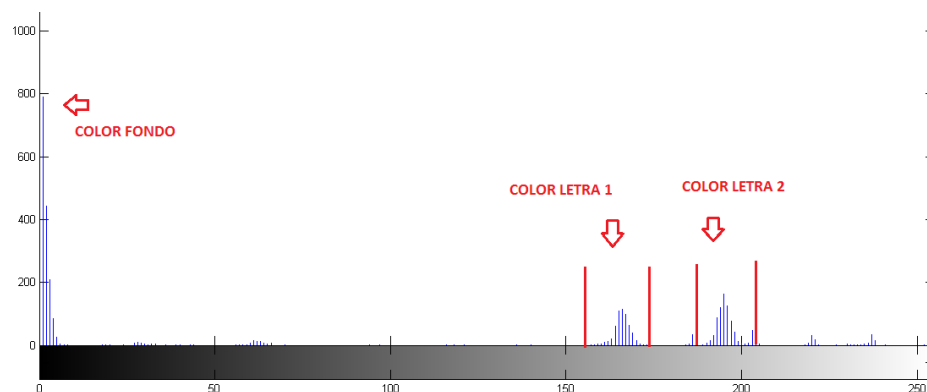


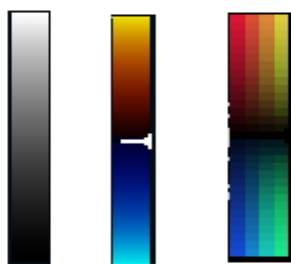
Figura 3.2: Histograma de franja de prueba

También, se debe tener en cuenta como vemos en la Figura 3.2, que en el caso de que la imagen original esté distorsionada al haber sido comprimida, no solo hay que quedarse con un valor de pixel sino con varios alrededor de un máximo. Una vez obtenidos e identificados este conjunto de valores, se buscan en la imagen en escala de grises quedándonos solo con esos valores en una imagen binaria blanco-negro. Otra

operación interesante para posteriores tratamientos es crear varias imágenes binarias, una para cada uno de los colores de letra y otra que contenga la información de todos los colores. De esta forma, como veremos más adelante, se logra separar dos bloques de texto que estén escritos con un valor de pixel distinto pero localizados muy próximos.

## 3.2 Búsqueda y extracción de las escalas de contraste y color

Tal como se ha explicado en el capítulo anterior, todos las pruebas incluyen una o varias escalas, que sirven para la interpretación de la prueba. Si la prueba contiene información relevante de color, ésta debe incluir una escala de color, así de una forma sencilla, podemos identificar que pruebas contienen información relevante en color, ya que deben incluir la escala de color. Existen distintos tipos de escalas dependiendo del dispositivo, pero de forma general podemos distinguir tres tipos que se muestran en la Figura 3.3



*Figura 3.3: Distintos modelos de escalas*

Cada uno de los modelos de escala que se muestran en la Figura 3.3 tienen un algoritmo de extracción diferente, pero en líneas generales su funcionamiento es similar.

## 3.3 Extracción de figuras auxiliares

Las figuras auxiliares, como ya he explicado en el capítulo anterior, solo están presentes en el caso particular en el que algún aparato tenga una marca que interese conservar. En nuestro caso solo en uno de los aparatos existe este auxiliar, pero se debe prever que puedan existir otros auxiliares en otros aparatos.

Dado que no siempre aparecen, que no podemos saber a priori que forma buscar y que su tamaño tiene que ser reducido; se debe diseñar un sistema de búsqueda que se adapte a estos factores. Para ello, la solución adoptada es que teniendo almacenada la

parte común de la forma de los auxiliares que deseamos obtener, se busca esta forma en la imagen mediante una convolución, así se detecta de manera sencilla el auxiliar.

### 3.4 Extracción de textos

El bloque de extracción de textos se compone de varias partes que hemos condensado en una sola ya que cumplen una finalidad muy similar. En primer lugar, aunque con los bloques anteriores solo nos hemos quedado con los valores de pixel correspondientes a los valores de letra, sigue apareciendo información que no se corresponde con texto. Por ejemplo, por norma general, si el ultrasonido está contenido en un recuadro reglado el tono del cuadro suele ser el mismo que el de la letra. También, sobre todo en los modos de barrido, parte de la imagen de ultrasonido tiene el mismo tono que la letra. Para reducir en la medida de lo posible esta información se realiza un filtrado de las líneas horizontales y verticales de una longitud suficientemente amplia para que no puedan corresponderse con letra, y también, eliminaremos los grupos de pixels conectados que tengan un tamaño menor de 4 pixels. Una vez realizado el filtrado, se identifican y extraen los bloques de texto correspondientes a los diferentes tonos, evitando así, que un bloque de texto contenga datos en dos tonos distintos.

En la Figura 3.4 se ilustra el funcionamiento de la búsqueda de bloques de texto. El primer paso en la búsqueda de bloques de texto es un barrido por filas y columnas para encontrar el primer pixel blanco. A partir de este pixel crearemos un recuadro que ampliaremos primero a la izquierda con una distancia de un recuadro cada vez. Así seguirá siempre que en el nuevo cuadro encontremos más de 7 pixels en el tono del texto. Una vez finalizado el barrido a la izquierda, se barre a la derecha de la misma forma. Por último, se barre hacia abajo, en cada línea nueva vuelve a empezar el proceso así hasta que en la última ampliación no se encuentre ningún pixel con tono de texto, el espacio obtenido se corresponderá con el primer bloque de texto.

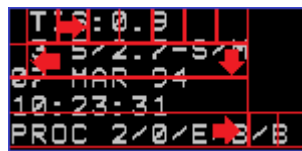


Figura 3.4: Búsqueda de bloque de texto

Una vez delimitado el bloque de texto, se analiza si contiene información relevante. Para ello, el primer requisito es que incluya al menos un número determinado de pixels. Este parámetro ha sido fijado en 60, pero es configurable. Una vez cumpla este requisito, también se analiza otra particularidad. En ocasiones el texto aparece en negro sobre un fondo blanco, ver Figura 3.5. En estos casos debemos, por medio de una función, invertir el contenido del cuadro blanco de manera que la letra quede en blanco y el fondo negro.

Por último, una vez tenemos la imagen que contiene el bloque de texto lo

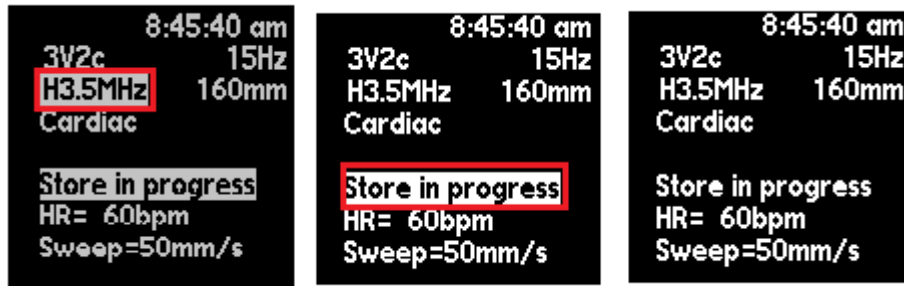


Figura 3.5: Adaptación de texto sobre cuadro blanco

transformaremos a formato texto y lo almacenaremos en un fichero “txt” utilizando un reconocedor óptico de caracteres, Anexo (OCR) D. En nuestro caso, usamos una versión freeware llamada GOCR [11].

### 3.5 Identificación de ultrasonido e imágenes auxiliares

En esta fase partimos de una imagen de la que hemos eliminado, tanto las escalas de color y contraste como el resto de auxiliares que puedan aparecer y los textos. Trataremos de extraer las imágenes de ultrasonido, una en el caso de los modos 2D, y ultrasonido más auxiliar en el caso de los modos de barrido. En la Figura 3.6 se muestra una imagen de la que hemos eliminado las escalas de color y los bloques de texto dejándola tal y como la tenemos al inicio de este bloque.

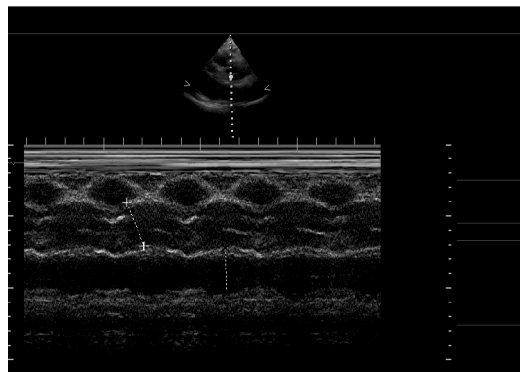


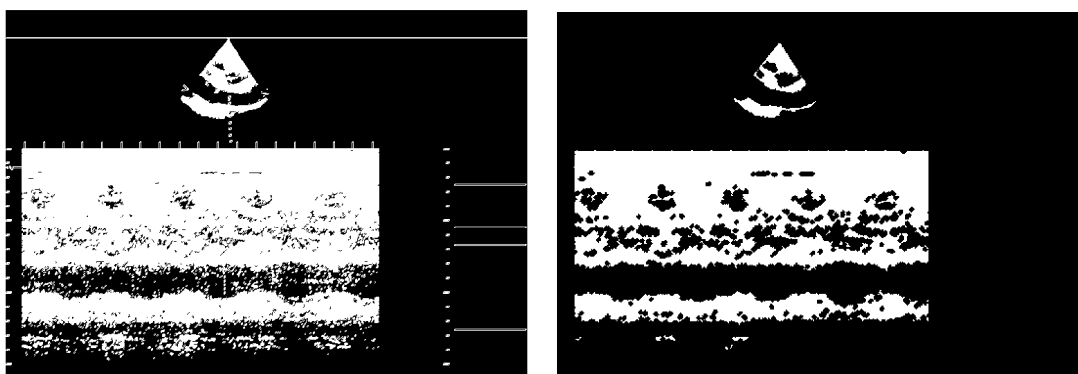
Figura 3.6: Parte de ultrasonido de la imagen

El siguiente paso es aplicar un filtro de borde para delimitar claramente los bordes de las partes de ultrasonido. Para ello, se comprobó el funcionamiento de funciones de extracción de contorno implementadas en Matlab como *edge* y haciendo uso de los distintos tipos existentes de filtros de borde: filtro de Sobel, filtro de Canny, Laplace, Prewitt y otros. Pero la obtención de los mejores resultados en la extracción de los ultrasonidos, se logró finalmente, después de muchas pruebas, de una forma mucho más sencilla. Si nos fijamos en varios ultrasonidos podemos observar que una característica



común es la rápida variación del tono de los pixel. En muy pocos casos se mantiene el mismo tono de pixel durante varios puntos de la imagen, es similar al efecto que introduce un ruido blanco gaussiano. Este efecto aparece incluso en los modos mas homogéneos como son los modos Doppler pulsado y continuo. Por lo tanto, bastará con eliminar la parte de la imagen que no tiene variación con respecto a los pixels adyacentes o también si su variación horizontal-vertical es igual, podemos llevarlo a cabo de manera sencilla con un filtro básico de Sobel [12].

El algoritmo utilizado, proporciona el mejor resultado de todas las combinaciones probadas, sobretodo en el caso de la existencia de cuadros de color sobrepuestos al ultrasonido. Se trata de una sencilla variación de un algoritmo de extracción de bordes. En el algoritmo de borde estándar se define un umbral para el valor de la convolución, y a partir de ese valor se acepta que un pixel es un borde, el proceso se realiza para bordes verticales y horizontales. En nuestro algoritmo, sin embargo, nos interesa que la variación del borde vertical sea distinta a la del borde horizontal. Además, al final de la función se añaden varios filtros para disminuir el nivel de ruido. Primero se eliminan bloques conexos de pixels si son menores de 8 pixels, a continuación se creó un filtro para eliminar zonas de reducido tamaño. El orden de ese filtro es configurable aunque por defecto se fijo en tres pixels. El mejor resultado para este filtro se obtuvo al usar un filtro de diamante. Por último, se vuelve a eliminar los bloques con conectividad menor que 8. En la Figura 3.7(a) vemos el resultado de aplicar la función de borde y en la Figura 3.7(b) tras el bloque de filtrado incluido en la función. En este caso al estar la imagen prácticamente limpia, no supondrá un gran cambio, pero si lo es en algunas ocasiones en las que exista algo de compresión previa o cuadros que contengan texto se encuentran mezclados con los ultrasonidos.

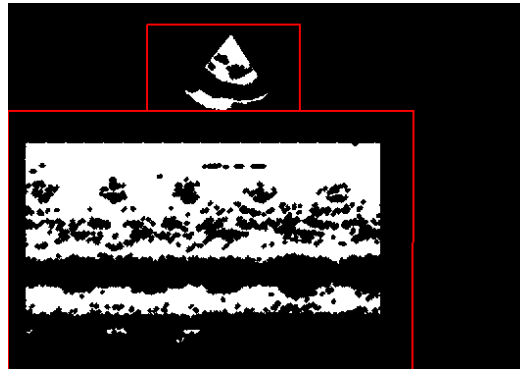


(a) Pre-filtrado

(b) Post-filtrado.

*Figura 3.7: Delimitación de los bordes del ultrasonido.*

El último paso en este bloque, es decidir si se trata de un modo 2D o un modo de barrido. Para ello se busca si existe la línea de separación entre modos. Esta búsqueda sirve, tanto para separar el ultrasonido del auxiliar, como para determinar si se trata de



*Figura 3.8: Localización de las zonas de ultrasonido*

un modo de barrido o de un modo 2D. Una vez realizado este punto se han diseñado 2 funciones de recorte. Una para los modos 2D y el ultrasonido auxiliar de los modos de barrido y otro para el ultrasonido de los modos de barrido. En la Figura 3.8 podemos ver un ejemplo de este proceso.

### 3.6 Compensación y solución de posibles errores

Se observó que en alguna de las imágenes de las que se disponía parte del ultrasonido, como por ejemplo los marcadores de las medidas, eran interpretados erróneamente como texto. En este punto se corrigen todos los posibles fallos debidos a los bloques de texto erróneos, que además, al estar dentro del ultrasonido, conllevan pérdida de información significativa.

En este punto conocemos la posición exacta de los ultrasonidos, así que sabemos que bloques de texto se encuentran en el interior del ultrasonido principal, teniendo en cuenta esta información, antes de incluirlos como bloques de texto aquellos que están dentro del ultrasonido comprobaremos determinados factores.

- Lo primero es la verificación del número de veces que aparece el carácter guion bajo que en nuestro reconocedor de caracteres se corresponde con un carácter desconocido. Si ese carácter aparece en al menos una cuarta parte de los caracteres del bloque y además es un bloque mayor de 4 caracteres, será desechado.
- Si el bloque es menor o igual a 4 caracteres y uno de los caracteres se corresponde con “+” o “x” que son los mayoritariamente usados como marcadores también se desechan.
- El último criterio de eliminación es que en un bloque menor de 6 caracteres aparezca un marcador y un carácter no reconocido.

## Capítulo 4

# Aplicación

En este proyecto se ha desarrollado una aplicación capaz de realizar la compresión de imágenes DICOM con los parámetros de calidad deseados. Además la aplicación también nos permite la visualización de las imágenes previamente comprimidas usando el nuevo formato. Adicionalmente a estas funcionalidades, se ha dotado a la aplicación de herramientas capaces de modificar el resultado de la compresión realizada y realizar nuevas medidas para ayudar al diagnóstico e interpretación de la prueba.

Las funcionalidades y manejo de la aplicación se describen de forma completa en el Anexo E que contiene un manual de la aplicación. Este capítulo se centra en la descripción de cómo funciona la aplicación, dividiéndola en sus funcionalidades básicas, que son la compresión, visualización, modificación y realización de medidas.

### 4.1 Visualización

Al lanzar la aplicación nos encontraremos con una ventana como la mostrada en la Figura 4.1, para iniciar el tratamiento de la prueba lo primero que se debe hacer es abrir la prueba que se desea analizar y mostrarla por pantalla. Por tanto, la primera funcionalidad de la aplicación es la visualización de las pruebas. La aplicación diseñada permite la visualización de las pruebas tanto si están guardadas en formato DICOM como si se encuentran en el formato diseñado. Pero la forma de visualizar las pruebas de cada uno de los formatos es diferente. En el caso de la imagen DICOM solo debemos extraer la cabecera con el comando de Matlab “dicominfo” y extraer el contenido de la prueba en un formato fácil de representar con la función “dcm2pnm” [13]. En el caso de abrir una prueba en el formato diseñado, la visualización es mucho más compleja ya que se debe reconstruir la imagen. Este proceso se explica de forma más detallada en el siguiente apartado.

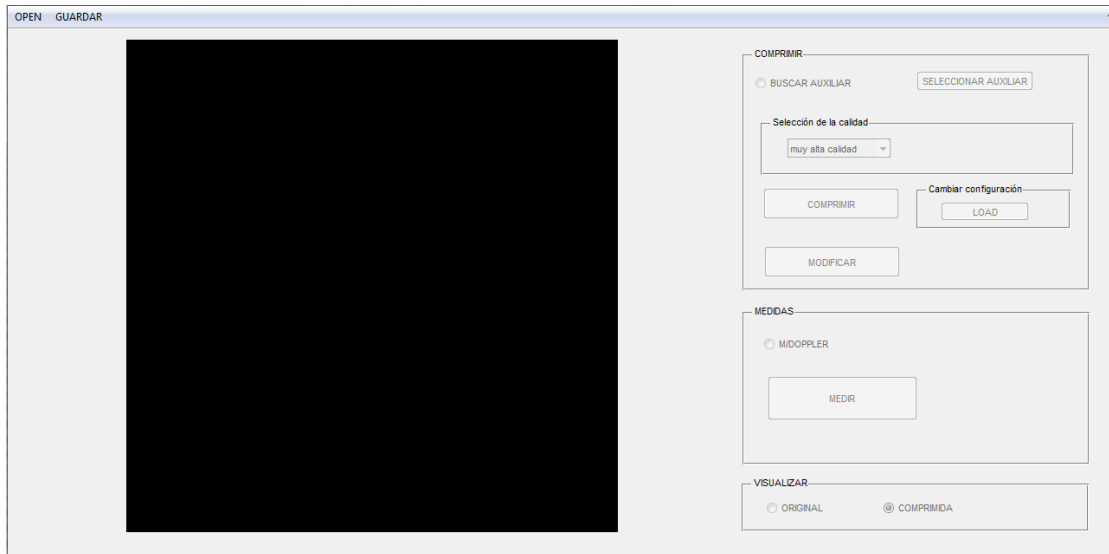


Figura 4.1: Interfaz de compresión

#### 4.1.1 Reconstrucción de la imagen a partir de una imagen comprimida

El proceso de reconstrucción de la imagen se divide en dos partes, la extracción de los datos del contenedor y la creación de la imagen.

En la fase de extracción de datos, teniendo siempre en mente el contenedor que se definió en el apartado 2.4, debemos extraer debidamente toda la información que contiene la cabecera, para poder realizar correctamente la reconstrucción de la imagen. Dado que debemos extraer numerosos datos, se realiza un listado que nos facilite su descripción y utilidad:

- Dimensiones de la imagen: esta información se extrae de la cabecera DICOM, todas las pruebas DICOM contienen en su cabecera dos campos llamados: *Width* y *Height* que contienen las dimensiones de la imagen, así que la extracción de estos es el primer paso.
- Calidad de la compresión: es necesario saber cual es la calidad con la que se ha comprimido la prueba. Esta información está contenida en los cuatro primeros bits de la cabecera, en el modelo inicial he definido 16 calidades de compresión, desde 0000, *0.1 bits por pixel*, hasta 1111, *1.6 bits por pixels*, con un aumento de 0.1 bits por pixel en cada nivel.
- Color: es necesario conocer si existe información significativa de color tanto para elegir el descompresor adecuado como para la reconstrucción de la imagen. esta información está contenida en el cuarto bit de la cabecera.
- Número de imágenes auxiliares: este parámetro es fundamental para saber hasta donde continúan los bits del contenedor pertenecientes a la parte de imagen y

empiezan los que pertenecen a bloques de datos, está contenido en los últimos 3 bits de la cabecera.

Una vez conocidos los parámetros, se lee la cabecera del ultrasonido y se extraen de los últimos 20 bits de esta cuanto ocupa el ultrasonido para almacenar su contenido. Se repite el proceso realizado para el ultrasonido con todos los auxiliares, tantos como se nos indica en la variable *número de auxiliares*. La única diferencia en este caso es la longitud de la cabecera ya que en este caso la longitud está contenida en los últimos 16 bits. El último paso consiste en extraer los bloques de texto, observamos en los últimos bits de la cabecera de datos la longitud del campo y se va leyendo hasta el final del contenedor.

Una vez disponemos de toda la información necesaria, podemos proceder a la reconstrucción de la imagen. El primer paso, es la creación de una imagen de fondo, para lo que se crea una matriz nula con las dimensiones de la imagen obtenidas en el punto anterior. En el caso de que la imagen esté en color, se crea un array de 3 matrices de fondo. Una vez realizado este paso, se descomprimen las imágenes. Para descomprimir, al igual que para comprimir, debemos diferenciar entre imágenes en escala de grises e imágenes en color. De nuevo al igual que en la compresión disponemos de dos funciones de descompresión: *decmtree*, para imágenes en escala de grises, y *decdcobr*, para imágenes en color. Una vez disponemos de las imágenes descomprimidas se superponen a la imagen de fondo.

Otra consideración muy importante que se debe tener en cuenta es que si hay imágenes pequeñas que han tenido que ser aumentadas añadiendo pixels en negro ahora debemos eliminarlos. Este proceso es muy sencillo ya que las dimensiones almacenadas para cada auxiliar son las originales y no las aumentadas, por lo que basta con quedarse con esa parte de la imagen.

Por último una vez reconstruida la imagen se deben añadir los bloques de texto en las posiciones que se indica en su cabecera. Al final del proceso se obtiene una imagen como la mostrada en la Figura 4.2.

## 4.2 Compresión y modificación

La función mas destacable de esta aplicación es, la compresión de imágenes DICOM con el nuevo formato diseñado. El proceso de codificación de la imagen comienza con la visualización de la imagen DICOM como se describe en la sección anterior, pero en esta ocasión no solo se representa sino que se segmenta y comprime. Para facilitar el seguimiento del proceso de compresión de una imagen, desde que se selecciona la prueba DICOM a comprimir hasta la obtención de la imagen comprimida sobre la que se pueden hacer modificaciones, podemos ver un esquema del proceso en el diagrama representado en la Figura 4.3.

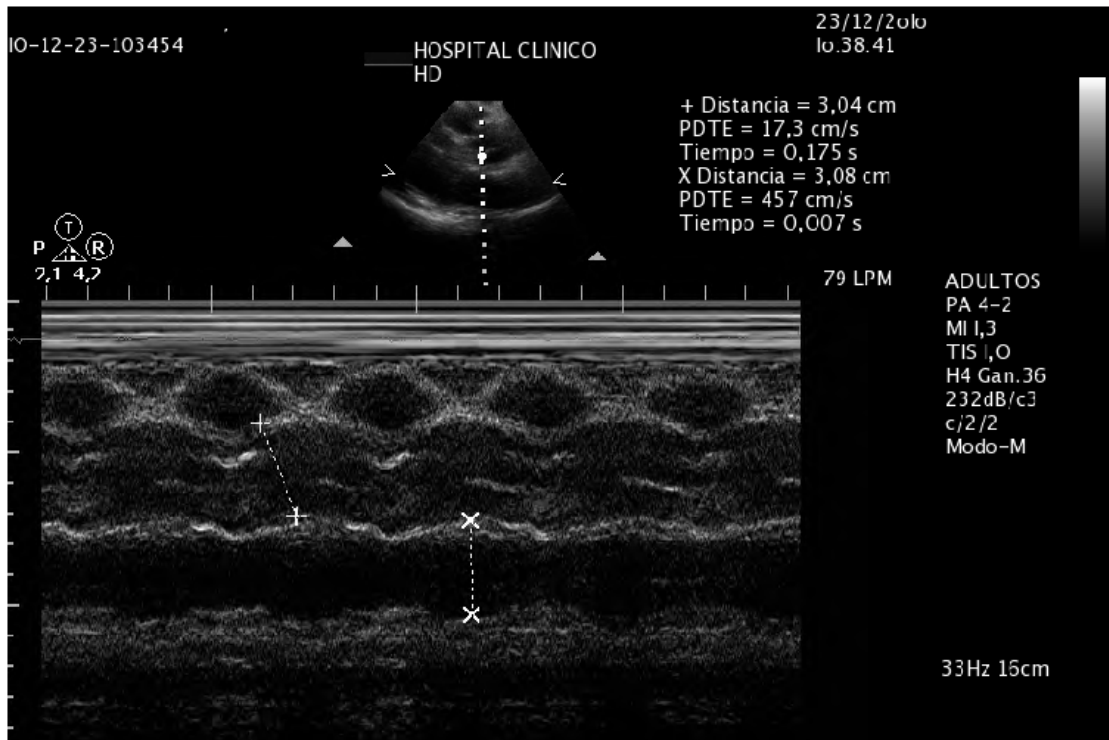


Figura 4.2: Imagen comprimida reconstruida en muy alta calidad

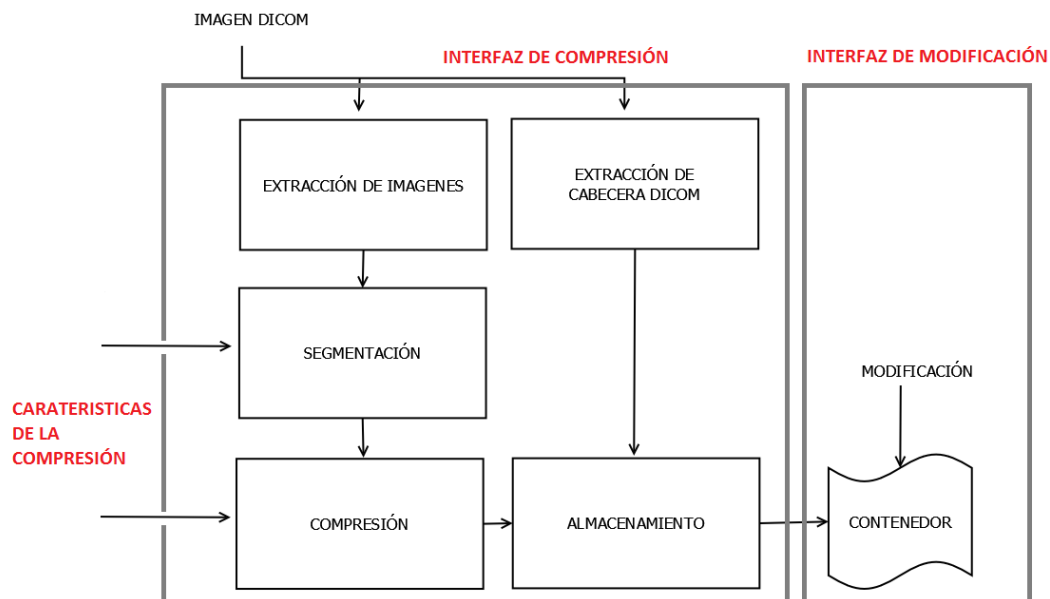


Figura 4.3: Esquema de la codificación y modificación

A continuación se desarrolla una breve descripción del proceso siguiendo el esquema antes presentado. Al igual que en la visualización lo primero que debemos hacer es extraer la imagen y la cabecera del contenedor DICOM siguiendo el mismo proceso que la sección de visualización. Una vez en este punto podemos realizar la segmentación y compresión de la imagen, tal como se describe en los capítulos 2 y 3 del proyecto, el interfaz nos permite, además, variar la calidad de la imagen deseada y cargar una nueva configuración. Como ya hemos explicado, la configuración por defecto funciona para todas las imágenes contenidas en nuestro banco de pruebas, pero aun así se da la posibilidad de cargar nuevos parámetros. Una vez finalizado este proceso se dispone ya de la imagen comprimida, esto, junto a la cabecera DICOM es todo lo que necesitamos para almacenar la prueba de acuerdo al nuevo formato.

Una vez disponemos de la imagen comprimida, se visualiza por pantalla, si los resultados no son los deseados, o queremos variar la calidad de la prueba o añadir nueva información. Podremos pulsar en el botón comprimir que lanza una herramienta que permite realizar modificaciones en los bloques de texto y la calidad de la prueba. Para realizar las modificaciones nos servimos del formato de la compresión, ya que ahora podemos modificar cada área de la imagen por separado sin alterar el resto de la prueba, por ejemplo, cada bloque de texto no es más que un conjunto de bytes que representan caracteres ASCII. La única precaución que debemos tener es que cualquier modificación que realicemos sobre los bloques de texto se debe reflejar en su cabecera. En la Figura 4.4 podemos ver la ventana de la herramienta de modificación.

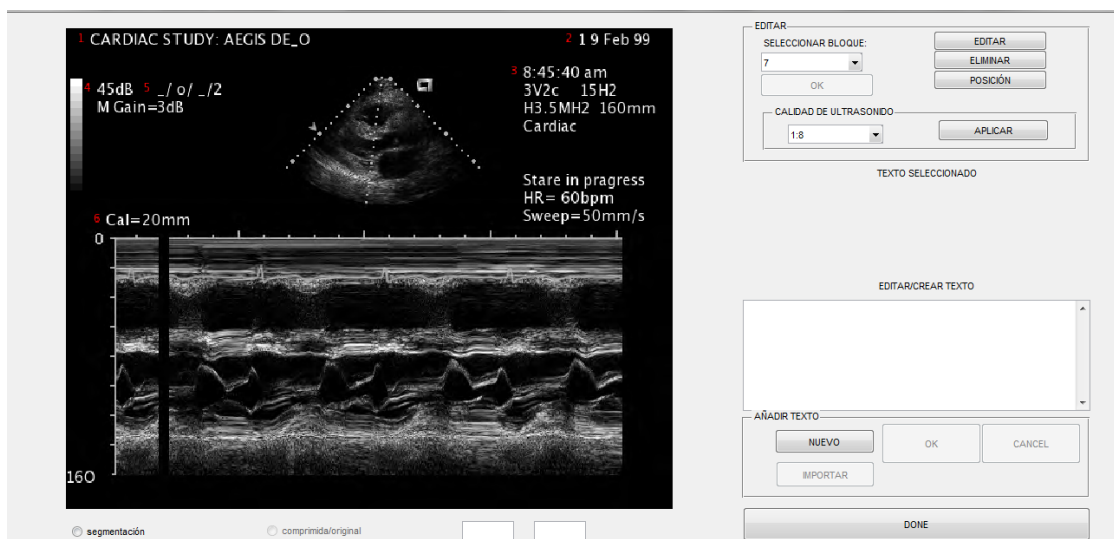


Figura 4.4: Herramienta de modificación

## 4.3 Medidas

Para facilitar el análisis de las pruebas se ha implementado una herramienta que permita realizar las medidas mas comunes sobre las imágenes, Figura 4.5. Después podemos guardar la imagen con la nuevas medidas añadidas, tanto en DICOM como comprimida. Las medidas se realizan por norma general sobre los modos de barrido. Pero las medidas que se realizan sobre el modo M son distintas a las que se realizan en los modos Doppler. En la aplicación se puede seleccionar que tipo de medidas se desea realizar. Con esta herramienta conseguimos mejorar en gran medida la capacidad de diagnóstico de la prueba médica, ya que los médicos pueden realizar medidas incluso después de haber realizado al prueba.

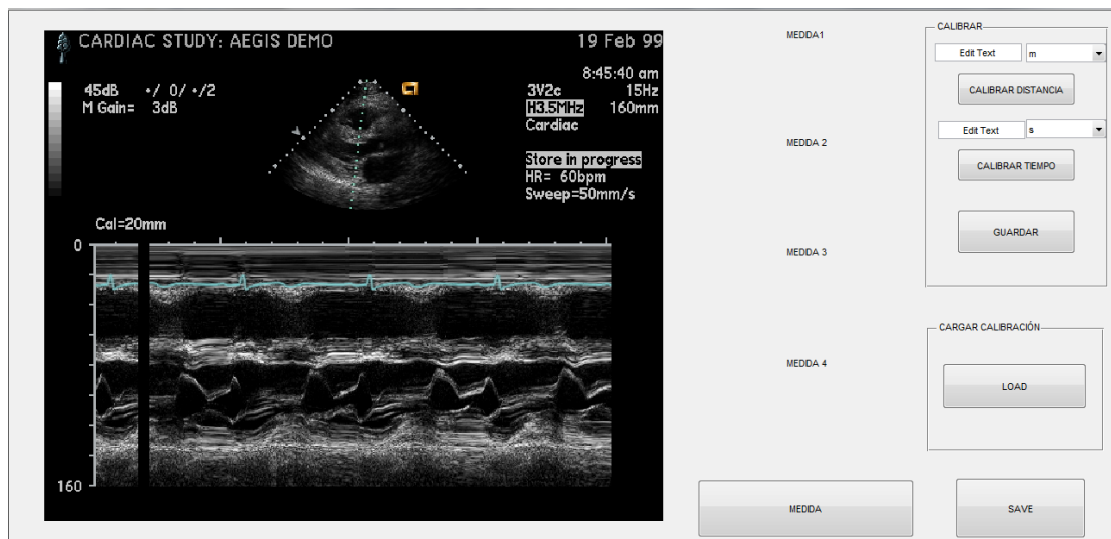


Figura 4.5: Herramienta de medida



## Capítulo 5

# Resultados y discusión

En este capítulo se describe la base de datos de pruebas ecocardiográficas en formato DICOM que se han utilizado en este proyecto, tanto para analizar las características de los ecocardiogramas como para analizar la aplicación propuesta. Además, en este capítulo se presentan los resultados de la segmentación y de la compresión, comparándose los resultados de la compresión con los obtenidos usando el compresor incluido en el estándar DICOM, JPEG.

### 5.1 Base de datos

La obtención de pruebas médicas DICOM pertenecientes a pruebas ecocardiográficas no es sencilla. Las imágenes contienen información confidencial del paciente por lo que se necesita permiso para su extracción de los hospitales o centros médicos. Gracias a la colaboración con el departamento de ecocardiología del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa”, Zaragoza, hemos tenido acceso limitado a pruebas ecocardiográficas capturadas con ecógrafos pertenecientes a dos fabricantes, Siemens y Philips, que disponen en el departamento. Posteriormente se adquirieron más pruebas pertenecientes a otros dispositivos como un modelo anterior de Siemens y otro modelo de Agilent, proporcionadas por los propios fabricantes, por lo que las pruebas disponibles no son muy numerosas. El número total de imágenes es de 38. En la Tabla 5.1 se muestran los aparatos y número de imágenes incluidos en el estudio.

### 5.2 Resultados de la segmentación

Como ya he comentado, se ha realizado la segmentación y la reconstrucción para todas las imágenes de la base de datos, obteniéndose un resultado satisfactorio para todas ellas. Si bien es cierto que en ocasiones pueden aparecer errores puntuales en la digitalización y reconstrucción de algunos caracteres en los bloques de texto, debidos a la poca solidez del OCR utilizado. Estos errores no impiden en ningún momento la

| ECÓGRAFO                      | MODO    | Nº IMÁGENES |
|-------------------------------|---------|-------------|
| PHILIPS ENVISOR<br>(800x564)  | M       | 3           |
|                               | B       | 2           |
|                               | D.COLOR | 1           |
|                               | DC/DP   | 6           |
| SIEMMENS CS2000<br>(1024x768) | M       | 3           |
|                               | B       | 3           |
|                               | D.COLOR | 3           |
|                               | DC/DP   | 4           |
| SIEMMENES ACUSON<br>(576x456) | M       | 2           |
|                               | B       | 1           |
|                               | DC/DP   | 2           |
|                               | DTP     | 2           |
| AGILENT SONOS<br>(600x430)    | D.COLOR | 1           |
|                               | DC/DP   | 2           |
|                               | DTP     | 1           |
|                               | DT      | 2           |

Tabla 5.1: Contenido del banco de imagenes.

interpretación de la prueba y, además, pueden ser subsanados usando la herramienta de modificación, que ha sido descrita en el capítulo anterior.

A continuación se muestran varias imágenes en las cuales la parte izquierda se corresponde con la imagen original y la parte de la derecha con una imagen reconstruida tras haber sido comprimida con el algoritmo propuesto. Esas imágenes contienen algunos errores en la digitalización y reconstrucción de los bloques de texto. En la Figura 5.1 podemos ver una imagen perteneciente al modo Doppler del modelo Agilent. En la que uno de los bloques de texto se solapa levemente con una de las escalas de color. Este error se puede solucionar con la herramienta de modificación de forma inmediata desplazando el cuadro solapado a la posición deseada.

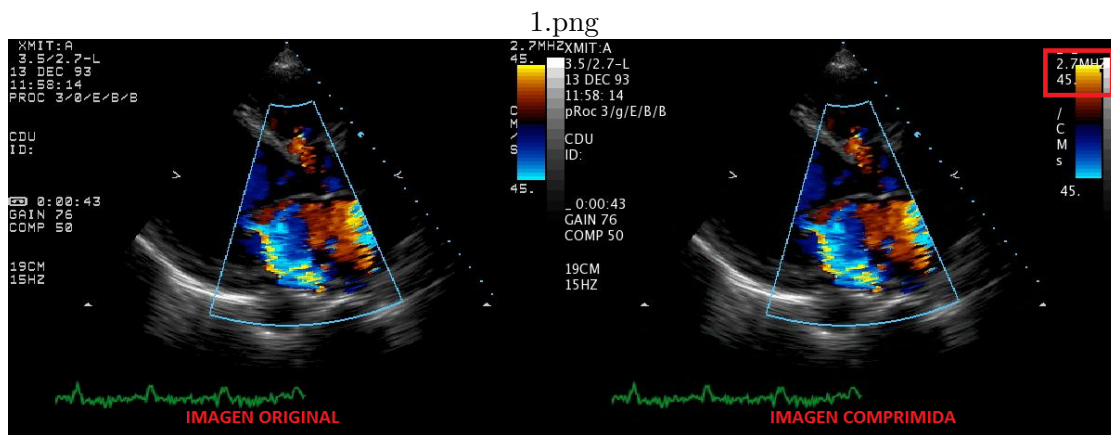


Figura 5.1: Error de reconstrucción, en imagen del modo Doppler color, (Agilent)

En la Figura 5.2 vemos una imagen del modo M del aparato Philips Envisor, en la que algunos de los caracteres que se usan como marcadores, no están definidos en el estándar ASCII por lo que no pueden digitalizarse correctamente.

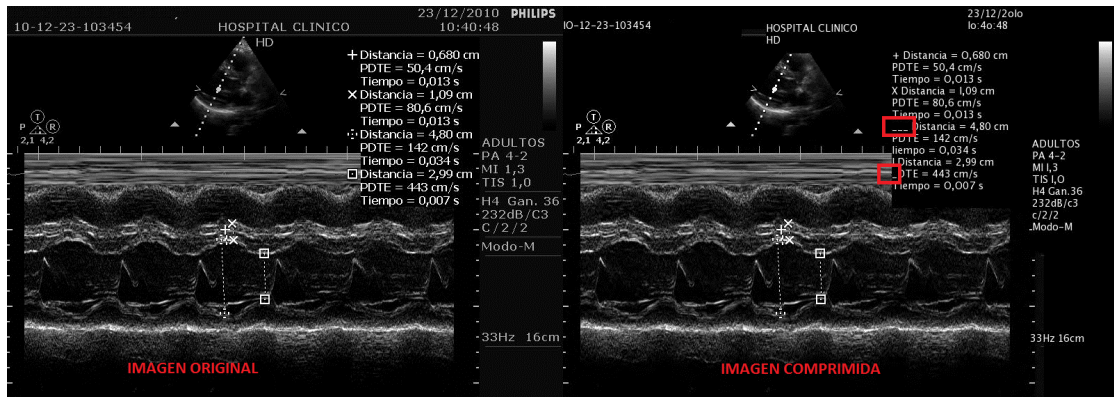


Figura 5.2: Error debido a caracteres ajenos al estándar ASCII, en modo M (Philips)

Otra importante fuente de error a tener en cuenta es la posibilidad de que la imagen almacenada en DICOM se comprimiera previamente usando un método existente como JPEG. Esta situación no sería la ideal ya que el nuevo método pretende sustituir a la compresión actual no complementarla, pero se debe tener en cuenta. Para comprobar estos casos, ya que ninguna de las imágenes de las que se disponen está comprimida, se realizó la compresión de algunas imágenes y se trató de segmentar. La segmentación de las imágenes funciona de forma correctamente para imágenes no demasiado comprimidas, ratios de compresión por debajo de 7, después empiezan a aparecer fallos en algunas ocasiones. En cuanto a los bloques de texto aparecen problemas en la digitalización mucho antes, en torno a un ratio de compresión cercano a 3. Para solucionar estos fallos se deben modificar los parámetros de entrada de la segmentación pero incluso así los resultados empeoran de forma significativa al superar un ratio de compresión de 5.

En resumen, en condiciones normales los errores se deben en gran medida al OCR utilizado que pese a ser más robusto que el resto de OCRs freeware analizados presenta algunas deficiencias. Los errores debidos al OCR son igualmente importantes para todos los aparatos ya que el tamaño y estilo de la letra es similar para todos ellos. En cuanto a la compresión, esta al SIEMMENS CS2000 de manera más significativa que al resto. Esto, se debe a que los cuadros de texto vienen incluidos sobre un fondo rectangular, que al degradarse por la compresión aumenta el número de errores aparecidos.

### 5.3 Resultados de la compresión

En esta sección se realiza un análisis de los resultados de la compresión. Para ello evaluaremos dos parámetros:

- *Compresion Rate*(CR) que nos dice por cuanto se divide el tamaño de la imagen.

$$CR = \left( \frac{TAMAÑO_{IMAGEN/:DICOM} - CABECERA_{DICOM}}{TAMAÑO_{IMAGEN/:COMPRIMIDA} - CABECERA_{DICOM}} \right) \quad (5.1)$$

- *Peak Signal to Noise Ratio*(PSNR) que en decibelios nos indica como de parecida es la imagen comprimida a la imagen real.

$$PSNR = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{255^2}{MSE} \right) \quad (5.2)$$

A continuación, se muestra el CR en función del PSNR, para los diferentes aparatos y en cada figura un modo, correspondiendo las figuras a los modos M, Figura 5.3, DP/DC, Figura 5.4, B, Figura 5.5 y Doppler color, Figura 5.6. No se han mostrado los resultados de los modos Doppler tisular ni Doppler tisular continuo por no tener suficientes pruebas de estos modos.

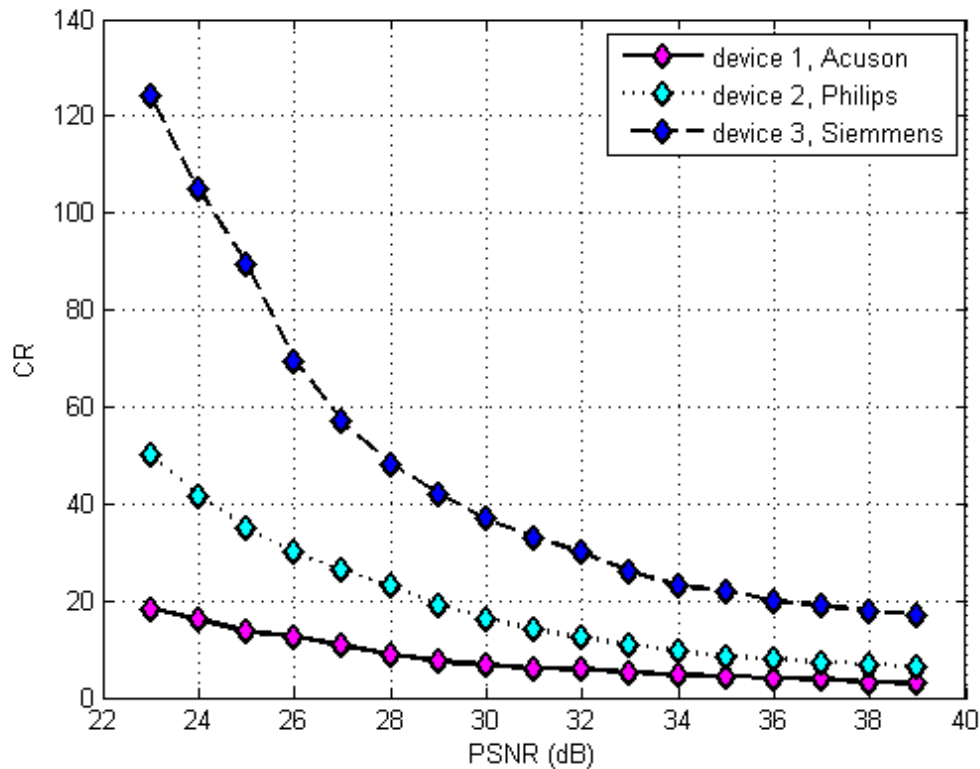


Figura 5.3: PSNR en función del CR para el modo M en distintos aparatos

En primer lugar, al analizar las imágenes podemos darnos cuenta que cuanto mayor es el tamaño de imagen original mejor son los resultados obtenidos. Esto se puede observar claramente para todos los modos, teniendo en cuenta que las imágenes de mayor tamaño son las del aparato Siemens SC2000, con unas dimensiones de 1024x768, seguidas de las

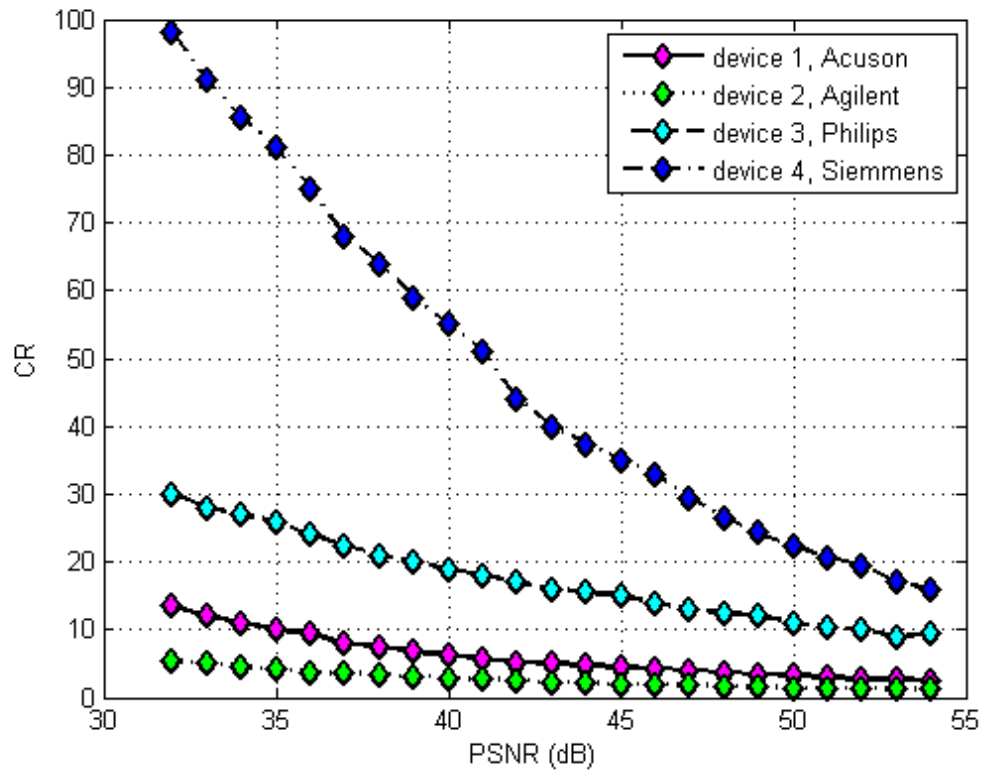


Figura 5.4: PSNR en función del CR para los modos DP/DC

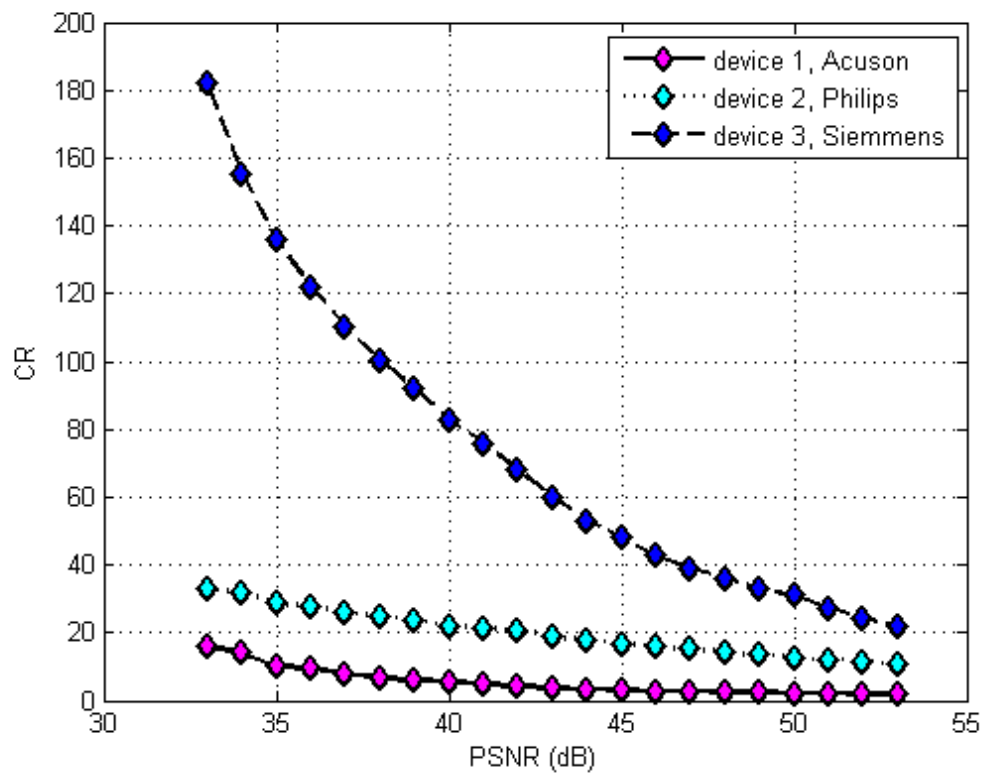


Figura 5.5: PSNR en función del CR para el modo B en distintos aparatos.

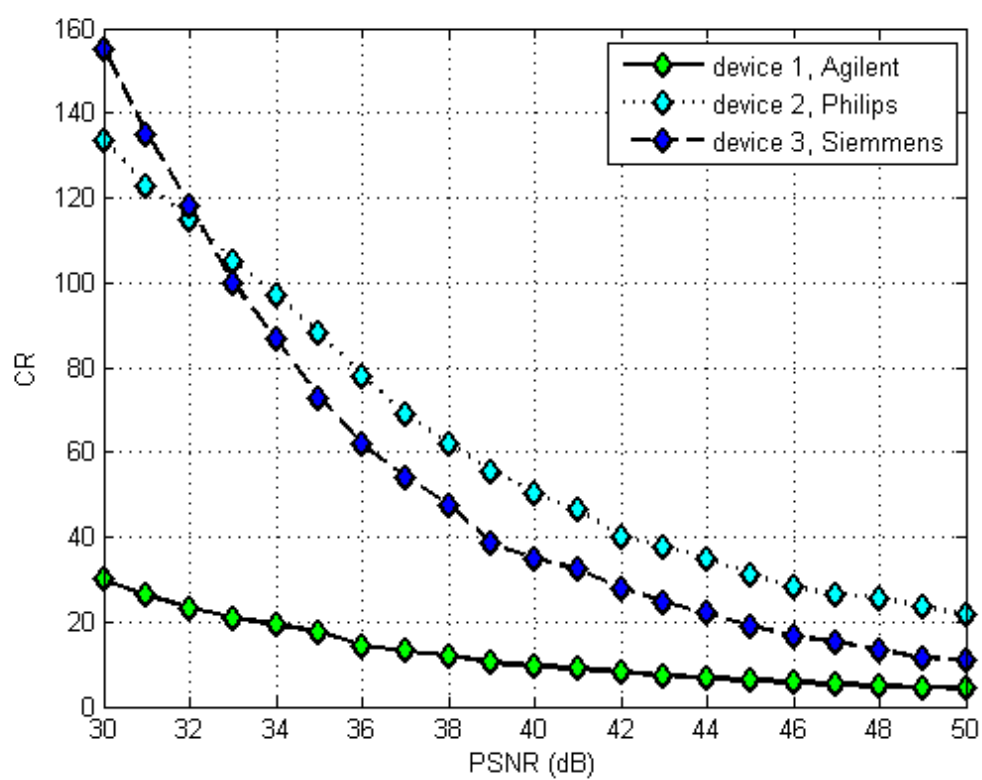


Figura 5.6: CR/PSNR para modo Doppler color

imágenes Philips con unas dimensiones de 800x564, las imágenes de los demás aparatos tienen un tamaño mucho menor. Esto es debido en parte a que cuanto mayor es la imagen menor es la importancia relativa del espacio que ocupan las cabeceras y bloques de datos introducidos por el nuevo modelo de compresión y que antes no existían. Además otro de los motivos para que la compresión ofrezca mejores resultados para las imágenes de los aparatos Siemens SC2000 y Philips Envisor, es que si observamos las imágenes de estos aparatos vemos que el fondo de la imagen presenta distintas zonas en distintos colores. Estos fondos no se incluyen en la imagen comprimida ya que no incluyen información médica relevante, así que al eliminar de la compresión toda esta información en color y los contrastes que origina, se aumenta el CR obtenido sin disminuir la calidad.

En el modo Doppler color el que el CR para la imagen de Philips llega incluso a mejorar el obtenido para la imagen Siemens. Esto es debido a que en las imágenes Philips del modo Doppler color de las que disponemos el color ha sido codificado en 16 bits y durante la compresión se reduce a un formato estándar de 8 bits.

A continuación compararemos el nuevo modo de compresión con el compresor soportado por el estándar DICOM, JPEG. Para realizar la comparativa, se seleccionan varias imágenes de distintos modos para cada aparato. Para la comparación, se va a trabajar con un PSNR de unos 35 dB y se ha comparado los ratios de compresión obtenidos para ambas técnicas. En la Tabla 5.2 podemos ver los resultados de la comparativa.

| ECÓGRAFO                         | MODO    | PSNR  | PSNR JPEG | CR     | CR JPEG |
|----------------------------------|---------|-------|-----------|--------|---------|
| SIEMMENS<br>ACUSON<br>(576x456)  | M       | 36,00 | 35,50     | 4,25   | 4,20    |
|                                  | B       | 35,24 | 36,21     | 10,15  | 8,89    |
|                                  | DP/DC   | 36,44 | 36,06     | 8,91   | 4,45    |
|                                  | DTP     | 34,65 | 34,64     | 5,39   | 4,90    |
|                                  | D.COLOR | 36,33 | 36,17     | 14,31  | 12,45   |
| AGILENT<br>SONOS<br>(600x430)    | DP/DC   | 36,00 | 36,00     | 3,77   | 3,67    |
|                                  | DTP     | 35,12 | 34,9      | 5,02   | 1,77    |
|                                  | DT      | 36,92 | 36,95     | 16,62  | 14,05   |
|                                  | M       | 34,54 | 34,35     | 8,15   | 7,18    |
| PHILIPS<br>ENVISOR<br>(800x564)  | B       | 34,42 | 35,05     | 31,89  | 17,76   |
|                                  | D.COLOR | 34,52 | 34,58     | 90,96  | 46,95   |
|                                  | DP/DC   | 34,35 | 34,64     | 29,99  | 14,10   |
|                                  | M       | 34,70 | 34,74     | 18,08  | 18,30   |
| SIEMMENS<br>SC2000<br>(1024x768) | B       | 37,85 | 36,88     | 100,54 | 54,80   |
|                                  | D.COLOR | 35,88 | 35,15     | 61,81  | 39,47   |
|                                  | DP/DC   | 36,18 | 36,45     | 52,03  | 24,63   |

Tabla 5.2: PSNR y CR para el método de compresión propuesto y JPEG

Como vemos la compresión es al menos tan buena como la ofrecida por JPEG, dependiendo del caso la mejora puede incluso llegar a ser muy significativa. Al igual que en el apartado anterior vemos una clara mejora a medida que el tamaño de la imagen



aumenta. En esta ocasión vemos claramente que el modo M es el que menor mejora presenta frente a JPEG mientras que los modos 2D suelen ofrecer mejores resultados. En el caso de los modos M los motivos de que los resultados no sean tan buenos como en el resto son dos: en primer lugar es el modo que mayor densidad de información contiene en la propia imagen de ultrasonido, como podemos observar al compararlo con los modos Doppler pulsado y continuo en la Figura 2.2 del capítulo 2. Y en segundo lugar la mayoría de las imágenes de las que disponemos tienen una gran cantidad de medidas sobre la prueba por lo que la cantidad de información que debe ser almacenada es ASCII es mayor.



## Capítulo 6

# Conclusiones y líneas futuras

### 6.1 Conclusiones

Este proyecto ha significado para mí la familiarización con el tratamiento de imágenes y el desarrollo de aplicaciones, temas con los que no tenía apenas experiencia. Además, ha servido para mostrarme las posibilidades y mejoras que puede suponer la implantación de nuevas tecnologías en el diagnóstico e interpretación de pruebas médicas. Como nuevas tecnologías tan aparentemente ajenas a la medicina, como la compresión de imágenes, cobran importancia en nuestros días.

En este proyecto se ha desarrollado una aplicación, que integra el algoritmo de segmentación diseñado y que ofrece una solución compatible con DICOM para la compresión eficiente de imágenes ecocardiográficas, mejorando los resultados obtenidos con los compresores actualmente utilizados. La aplicación permite abrir una ecocardiografía tomada desde cualquier ecógrafo y comprimirla de forma eficiente. Además, debido a las características del modelo de compresión permite realizar modificaciones de los datos contenidos en la imagen y la realización de medidas para ayudar al diagnóstico y análisis de la prueba.

Otra de las grandes ventajas de este algoritmo es que se respeta la estructura de un contenedor DICOM, por lo que con un conjunto de librerías cualquier aparato o software que opere con imágenes DICOM podría fácilmente adaptarse para operar con pruebas almacenadas en el formato descrito, ahorrando así espacio de almacenamiento.

### 6.2 Líneas de futuro

Como valoración final del trabajo llevado a cabo a lo largo del proyecto, se considera éste, más que como un trabajo completo en sí solo, como una parte de una línea de investigación acerca de la codificación de ecocardiografías.

Teniendo como partida la aplicación desarrollada en este proyecto se sugieren las siguientes líneas futuras:

- La principal fuente de errores del algoritmo actual es sin lugar a dudas la digitalización de los datos. Esto se debe en gran medida a que se usa un OCR freeware que pese a ser el que mejores resultados ofrece de los probados, presenta muchas limitaciones. Utilizando un OCR mas robusto o creando un OCR específico integrado en el algoritmo se podría mejorar la calidad de la digitalización.
- De generalizarse el uso de este modelo de compresión, el formato de compresión y almacenamiento podría incluirse en los ecógrafos. Los ecógrafos podrían segmentar las imágenes y dar los campos de texto exactos, por lo que el proceso sería mucho más sencillo y sin ningún tipo de distorsión.
- Una posible línea de continuación que se propone es expandir la aplicación diseñada a otros tipos de pruebas médicas. Durante el periodo de documentación, se observó que las pruebas ecográficas correspondientes al embarazo presentan gran similitudes con las características de los modos 2D. Probablemente, sin ninguna modificación, este tipo de imagen podrían ser tratados directamente con la aplicación actual. En este proyecto no se ha abarcado el uso de otros tipos de ecocardiografías por no disponer de suficientes pruebas para realizar un estudio apropiado.
- El algoritmo de segmentación podría ser adaptado en el caso en el que se tuviese una secuencia de imágenes que representen uno o varios ciclos cardíacos de los modos 2D, ya que en este caso se podrían detectar las zonas de la imagen que son invariantes a lo largo de las imágenes, que corresponden a la zona de ultrasonido, y las que no son invariantes, que corresponden a las zonas auxiliares y al texto. Por lo tanto, sería más sencillo diferenciar las diferentes zonas, ahorrando así complejidad computacional.

# Bibliografía

- [1] Kevin F.Fox Frank A.Flachskampf Patrizio Lancellotti Albert Varga Rosa Sicari Arturo Evangelista Petros Nihoyannopoulos Jose L.Zamorano Bogdan A.Popescu, María J.Andrade. European association of echocardiography recommendations for training, competence, and quality improvement in echocardiography. In *European Journal of Echocardiography*, pages 893 –905, nov. 200.
- [2] Digital Imaging Communications in Medicine. <http://medical.nema.org/>.
- [3] A. Said and W.A. Pearlman. “A new, fast, and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees”. *Circuits and Systems for Video Technology, IEEE Transactions on*, 6(3):243 –250, jun 1996.
- [4] The JPEG committee Home Page. <http://www.jpeg.org/index.html>.
- [5] M.A. Ansari and R.S. Anand. Context based medical image compression with application to ultrasound images. In *India Conference, 2008. INDICON 2008. Annual IEEE*, volume 1, pages 28 –33, dec. 2008.
- [6] P. Bharti, S. Gupta, and R. Bhatia. Comparative analysis of image compression techniques: A case study on medical images. In *Advances in Recent Technologies in Communication and Computing, 2009. ARTCom '09. International Conference on*, pages 820 –822, oct. 2009.
- [7] E. Cavero, A. Alesanco, and J. Garcia. A new approach for echocardiogram compression based on display modes. In *Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB), 2010 10th IEEE International Conference on*, pages 1 –4, nov. 2010.
- [8] E. Cavero, A. Alesanco, and J. Garcia. “Nueva propuesta de compresión par almacenamiento de pruebas ecocardiográficas”. *Univ.Zaragoza/Instituto de investigación en Ing de Aragón(I3A)*, pages 1–4, 2009.
- [9] ASCII. <http://www.ascii-code.com/>.
- [10] Beong-Jo Kim, Zixiang Xiong, William A. Pearlman, and Amir Said. <http://www.cipr.rpi.edu/research/SPIHT/spiht3.html>.

- [11] Joerg Schulenburg . *<http://jocr.sourceforge.net/>*.
- [12] Kenneth R. Castleman. *Digital image processing*. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice-Hall, cop., 1996.
- [13] DICOM ToolKit . *<http://support.dcmk.org/docs/dcmj2pnm.html/>*.
- [14] J.M. Shapiro. “Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients”. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 41(12):3445 –3462, dec 1993.
- [15] *[http://www.mathworks.es/discovery/matlab\\_gui.html](http://www.mathworks.es/discovery/matlab_gui.html)*. *Creating Graphical User Interfaces in MATLAB*.