



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**Desarrollo de la metodología de extracción de  
datos volumétricos de ultrasonido para la obtención  
de modelos anatómicos tridimensionales**

**TESIS**

Que para obtener el título de

**Ingeniero en Sistemas Biomédicos**

**P R E S E N T A**

Luis Antonio Jiménez Salinas

**DIRECTOR DE TESIS**

Ing. Tomas Efraín Sánchez Pérez



**Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2024**

# Agradecimientos

A la facultad de ingeniería de la UNAM por darme la oportunidad de desarrollarme académicamente.

Al área de Innovación Tecnológica Cardiovascular y al Departamento de Ecocardiografía Pediátrica, ambos del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez por el apoyo para desarrollar esta tesis.

Al proyecto DGAPA-PAPIIT TA100822 "Sistema para la evaluación psicofisiológica del estrés", por la contribución otorgada para realizar esta tesis que incluyó una beca.

A la honorable Dra. Clara Andrea Vázquez Antona por su excepcional dedicación, guía, contribución y su apoyo invaluable para la realización de este trabajo.

Al honorable Ing. Tomas Efraín Sánchez Pérez por el asesoramiento, confianza y motivación para desarrollar esta tesis.

## Agradecimientos personales

A mis padres y hermanas Fabiola, Antonio, Mahetzin y Saraí que con su amor y apoyo incondicional me han permitido ser la persona que soy ahora. No hay palabras suficientes para expresar mi cariño y admiración por cada uno de ustedes, pero sepan que estaré eternamente agradecido. Este trabajo es para ustedes.

A mis hermanos no sanguíneos Heber, Cecil y Rodrigo por enseñarme el valor de la amistad y la lealtad. Por todas las experiencias y aventuras vividas. Y por descubrir con ustedes que una amistad puede durar toda una vida. Gracias por estar siempre conmigo.

A Stephanie, por todo el amor, apoyo y luz que has brindado en mi vida. Gracias por acompañarme en esta etapa, estoy emocionado por comenzar la siguiente, sabiendo que la compartiremos juntos. Siempre estaré agradecido que te hayas vuelto mi compañera de vida. Te amo siempre.

A mis amigos, especialmente Alejandra, Kevin, Adriana, Elizabeth, Julio, Ximena, Aurora, Isaac, Jesús, Carlos Andrews, Carlos Emiliano, Naomi, Viridiana, Mariana y Nahomi, por su amistad, cariño y todas las alegrías que pase junto a ustedes. Sepan que siempre atesoraré cada momento que pasamos juntos.

Al equipo del AINTEC especialmente a la Ing. Iliana González, el Ing. Juan Manuel Blancas y al Tec. Arturo Martínez por su amistad y enseñanzas.

Al Ing. Miguel Corona por su apoyo para realizar esta tesis.

A mis familiares que ya no están aquí, pero viven en mis memorias, especialmente a los que se fueron durante la pandemia.

A michi.

# INDICE

<b>Capítulo 1</b>	<b>Introducción</b>	<b>1</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivos</b>	<b>2</b>
1.1.1	Objetivo general	2
1.1.2	Objetivos específicos	2
<b>1.2</b>	<b>Hipótesis</b>	<b>2</b>
<b>1.3</b>	<b>Preguntas de investigación</b>	<b>3</b>
<b>Capítulo 2</b>	<b>Ecografía</b>	<b>4</b>
<b>2.1</b>	<b>Historia de la ecografía</b>	<b>4</b>
2.1.1	Los inicios del Ultrasonido	4
2.1.2	El uso del ultrasonido en el área médica	5
2.1.3	Modo-A	5
2.1.4	Modo-B	5
2.1.5	Modo-M	6
2.1.6	Modo Doppler	6
2.1.7	Los avances en los transductores	7
2.1.8	La llegada de la ecografía tridimensional	8
<b>2.2</b>	<b>Principios físicos de la ecografía</b>	<b>9</b>
2.2.1	Sonido	9
2.2.2	Parámetros generales de la onda	9
2.2.3	Ultrasonidos	11
2.2.4	El eco	11
2.2.5	El transductor	11
2.2.5.1	Efecto piezoeléctrico	11
2.2.5.2	El eco pulsado	11
2.2.5.3	Obtención de la imagen	12
2.2.5.4	Características de la obtención de imagen	13
2.2.5.5	Haz ultrasónico	14
2.2.5.6	Transductores matriciales	15
2.2.5.7	Formación del haz en el arreglo lineal y en fase	17
2.2.5.8	Tipos de transductores	18
2.2.6	Interacción de las ondas ultrasónicas con los tejidos	18
2.2.7	Artefactos de las imágenes bidimensionales	21
<b>2.3</b>	<b>La ecografía 3D</b>	<b>23</b>
2.3.1	Adquisición	23
2.3.1.1	Sondas mecánicas 3D	24
2.3.1.2	Localizadores mecánicos	25
2.3.1.3	Escáneres a mano alzada (freehand scanners)	26
2.3.1.4	Transductores matriciales 2D	28
2.3.1.5	Adquisición de datos para ecocardiografía 3D	29

2.3.1.6	Modos de adquisición de datos para ecocardiografía 3D .....	30
2.3.2	Reconstrucción .....	31
2.3.3	Visualización .....	32
2.3.4	Artefactos de la ecografía tridimensional.....	35
2.3.5	Optimización de la ganancia.....	39
<b>Capítulo 3</b>	<b><i>Cardiopatías Congénitas</i></b> .....	<b>41</b>
<b>3.1</b>	<b>Las comunicaciones interventriculares</b> .....	<b>43</b>
3.1.1	Tabique interventricular .....	43
3.1.2	Clasificación de las comunicaciones interventriculares .....	45
3.1.2.1	Comunicación perimembranosa central .....	46
3.1.2.2	Comunicación interventricular de entrada .....	47
3.1.2.3	Comunicación interventricular muscular trabecular .....	50
3.1.2.4	Comunicación interventricular de salida .....	50
<b>3.2</b>	<b>Tratamiento de las comunicaciones interventriculares</b> .....	<b>52</b>
<b>3.3</b>	<b>Uso de la ecocardiografía 3D cardiopatías congénitas</b> .....	<b>53</b>
<b>Capítulo 4</b>	<b><i>Impresión 3D</i></b> .....	<b>55</b>
<b>4.1</b>	<b>Tipos de impresión 3D</b> .....	<b>55</b>
<b>4.2</b>	<b>La impresión 3D en las cardiopatías congénitas</b> .....	<b>56</b>
4.2.1	Ecocardiografía 3D para obtener modelos impresos.....	57
<b>Capítulo 5</b>	<b><i>Metodología para obtener modelos impresos</i></b> .....	<b>59</b>
<b>5.1</b>	<b>Adquisición de datos ecocardiográficos</b> .....	<b>61</b>
5.1.1	Equipo.....	61
5.1.2	Requisitos del estudio y modalidades de imagen 3D .....	61
5.1.3	Sincronización .....	63
5.1.4	Optimización de la imagen .....	63
5.1.5	Exportación de Datos .....	64
5.1.6	Procedimiento .....	65
<b>5.2</b>	<b>Conversión de datos</b> .....	<b>65</b>
5.2.1	Uso del QLAB.....	65
5.2.2	Procedimiento .....	66
<b>5.3</b>	<b>Segmentación</b> .....	<b>67</b>
5.3.1	Proceso de Segmentación .....	69
<b>5.4</b>	<b>Optimización de diseños</b> .....	<b>70</b>
<b>5.5</b>	<b>Impresión del modelo</b> .....	<b>71</b>
5.5.1	Material de la impresión .....	72
5.5.2	Parámetros de impresión.....	72
5.5.3	Postprocesamiento .....	73
5.5.4	Procedimiento .....	74

<b>Capítulo 6</b>	<b>Casos clínicos.....</b>	<b>75</b>
<b>6.1</b>	<b>Paciente 1 .....</b>	<b>75</b>
6.1.1	Estudio ETE.....	75
6.1.2	Estudio ETT.....	77
6.1.3	Estudio CT .....	79
6.1.4	Modelo de la CIV paciente 1.....	82
<b>6.2</b>	<b>Paciente 2 .....</b>	<b>84</b>
6.2.1	Estudio ETT.....	84
6.2.2	Modelo de la CIV paciente 2.....	88
<b>6.3</b>	<b>Paciente 3 .....</b>	<b>88</b>
6.3.1	Estudio ETT.....	88
6.3.2	Modelo de la CIV paciente 3.....	91
<b>6.4</b>	<b>Paciente 4 .....</b>	<b>91</b>
6.4.1	Estudio TTE.....	92
6.4.1	Modelo de la CIV paciente 4.....	94
<b>6.5</b>	<b>Paciente 5 .....</b>	<b>95</b>
6.5.1	Estudio ETE.....	95
6.5.1	Modelo de la CIV paciente 5.....	98
<b>6.6</b>	<b>Paciente 6 .....</b>	<b>98</b>
6.6.1	Estudio TTE para modelo CIV .....	99
<b>6.7</b>	<b>Observaciones generales de los modelos. ....</b>	<b>101</b>
<b>6.8</b>	<b>Factibilidad de la impresión 3D con ecocardiografía transtorácica .....</b>	<b>103</b>
<b>Capítulo 7</b>	<b>Conclusiones y trabajo a futuro.....</b>	<b>107</b>
	<b>Referencias.....</b>	<b>110</b>
	<b>Anexos.....</b>	<b>122</b>

# Capítulo 1 Introducción

Los modelos anatómicos impresos a partir de imágenes tridimensionales de pacientes han demostrado ser una gran herramienta para visualizar las varianzas individuales y poder comprender estructuras anatómicas complejas de forma tangible. En el área cardiológica estos modelos son ampliamente usados en cardiopatías congénitas para diagnósticos, planeación quirúrgica y simulación de intervenciones. [1], [2]

La tomografía computarizada (CT) y la resonancia magnética nuclear (MRI) son los métodos de adquisición de imágenes médicas más usados para obtener modelos impresos. Sin embargo, estos tienen sus limitaciones como su accesibilidad o el uso de radiación ionizante. Entendiendo a la ecocardiografía como la ecografía aplicada en el ámbito cardíaco, esta técnica diagnóstica es muy accesible y libre de radiación, lo que la convierte en una de las técnicas más usadas para el diagnóstico de cardiopatías congénitas. [3], [4], [5], [6] Estas afecciones son detectadas desde edades muy tempranas, lo que requiere una técnica de obtención de imágenes segura, como lo es la ecocardiografía.

Existen algunos reportes de impresión 3D usando datos de ecocardiografía transesofágica (ETE), varios de ellos usando softwares y flujos de trabajo personalizados, haciendo difícil su replicación. Otro obstáculo importante es la limitación a la información almacenada de los datos volumétricos por parte de los propietarios del software en los equipos de ecocardiografía. [6], [7]

En este trabajo se presentará detalladamente el proceso para obtener un modelo impreso a partir de datos de ecocardiografía 3D, desde su adquisición, segmentación e impresión con equipos, materiales y software usados por el Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez. Se establece así la posibilidad para que el Instituto pueda reproducir y emplear estos modelos.

Se espera que esta tesis sirva como una guía para comprender las bases de la ecografía, desde sus antecedentes históricos, principios físicos hasta la identificación de artefactos que se presentan en la ecografía. Además, se abordarán las generalidades de las cardiopatías congénitas, especialmente de las comunicaciones interventriculares (CIV); defecto con una amplia variación morfológica y uno de los tipos más comunes de cardiopatías. [8] Estos conceptos no sólo proporcionan un contexto crucial para entender la formación de las imágenes ecocardiográficas, sino también para realizar una adecuada segmentación y análisis de las imágenes para modelos impresos útiles en el ámbito clínico. Utilizando imágenes de ecocardiografía

3D, se obtuvieron diversos modelos de seis pacientes que fueron diagnosticados con CIV.

Otro de los objetivos de este trabajo fue determinar la factibilidad y precisión de los modelos impresos a partir de la adquisición de imágenes tridimensionales obtenidas con ecocardiografía transtorácica (ETT) en pacientes pediátricos con CIV. Dado que los pacientes pediátricos menores de 25 kg no son aptos para ETE y existe muy poca documentación y reportes de modelos impresos con ETT.

## 1.1 Objetivos

### 1.1.1 Objetivo general

Diseñar la metodología que permita la creación de modelos anatómicos tridimensionales a partir de datos de ecocardiografía, con especial enfoque en la visualización de comunicaciones interventriculares en pacientes pediátricos, y evaluar la factibilidad y precisión de estos modelos obtenidos mediante ecocardiografía transtorácica, para mejorar la visibilidad de la anatomía de las comunicaciones interventriculares, mejorando el diagnóstico y tratamiento de estas cardiopatías congénitas.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- Diseñar la metodología para la impresión de modelos anatómicos a partir de datos de ecocardiografía.
- Desarrollar una metodología comprensiva, y proporcionar la información necesaria para su comprensión.
- Obtener el modelo impreso de pacientes diagnosticados con comunicación interventricular.
- Evaluar la factibilidad y precisión de los modelos obtenidos mediante ecocardiografía transtorácica.

## 1.2 Hipótesis

Se espera que los modelos 3D impresos creados a partir de datos de ecocardiografía, enfocándose principalmente en ecocardiografía transtorácica, sean factibles y precisos. Al desarrollar una metodología que describa el procedimiento de creación de estos modelos, se mejorará la visualización y comprensión de los defectos congénitos, específicamente de las comunicaciones interventriculares.

### 1.3 Preguntas de investigación

¿Es posible crear modelos impresos en 3D precisos y detallados de pacientes diagnosticados con comunicación Interventricular utilizando datos de ecocardiografía, especialmente de ecocardiografía transtorácica?

¿Qué pasos específicos son necesarios para desarrollar una metodología efectiva para la impresión 3D de modelos anatómicos de pacientes con CIV a partir de datos de ecocardiografía?

# Capítulo 2 Ecografía

## 2.1 Historia de la ecografía

### 2.1.1 Los inicios del Ultrasonido

A finales de los años 1700 Lazzaro Spallanzani (1729-1799) diseñó varios experimentos para poder entender cómo es que los murciélagos eran capaces de poder volar y cazar en la noche. Descubrió que si los murciélagos eran cegados aún podían volar con total seguridad. Sin embargo, cuando quedaban sordos volaban con dificultades. La conclusión de Spallanzani fue que los murciélagos dependían del sonido para poder navegar. [9]

En el siglo XIX los físicos buscaban definir la física fundamental de las ondas de sonido. En 1842 se describió el efecto Doppler por el físico Christian Doppler (1803-1853), en donde describió el cambio del color visible de las estrellas debido a su movimiento. El efecto fue ampliado para otros fenómenos en donde se da el cambio en la frecuencia de la luz o el sonido debido al movimiento relativo entre la fuente y el observador. [9], [10], [11] Lord Rayleigh (1842-1919) publicó en 1877 el tratado *The Theory of Sound* en donde se describió las ondas de sonido en una ecuación matemática, sentando las bases de los futuros trabajos prácticos en la acústica. [10]

El efecto piezoeléctrico fue una verdadera revolución para la generación de ondas ultrasónicas. Los primeros en descubrir este efecto fueron los hermanos Jacques (1856-1941) y Pierre (1859-1906) Curie. Demostraron que los cristales de cuarzo y la sal de Rochelle tenían la capacidad de generar electricidad estando bajo presión, y cuando se les aplicaba voltaje podían generar ondas de presión. Fue entonces posible la generación y recepción de ultrasonidos que estaban en el rango de la frecuencia de un millón de ciclos por segundo (Megahertz). [9], [10]

Los primeros desarrollos que se tienen usando ondas de ultrasonido datan de la época de la Primera Guerra Mundial desarrollando tecnología submarina, particularmente después del hundimiento del Titanic en 1912. [9] En 1914 Paul Langevin (1872-1946) reportó la construcción de un generador de ultrasonido que empleaba el efecto piezoeléctrico. El dispositivo fue llamado “Hidrófono” cuyo transductor consistía en un mosaico de pequeños cristales de cuarzo entre dos placas de acero con unas frecuencias de resonancia de 150 KHz.[10] Esta tecnología permitió identificar submarinos enemigos durante la Segunda Guerra Mundial, dando paso al desarrollo de los primeros sistemas de S.O.N.A.R, (*Sound Navigation and Ranging*) y otros usos industriales. [9], [10], [12], [13]

### 2.1.2 El uso del ultrasonido en el área médica

En 1937 se tiene registro de la primera aplicación del ultrasonido en el área del diagnóstico médico. Karl Dussik (1908-1968) visualizó los ventrículos cerebrales y mencionó la posibilidad de aplicar el ultrasonido como medio de diagnóstico. Llevándolo a tener la primera publicación importante en el área del ultrasonido médico: “Sobre la posibilidad de utilizar vibraciones mecánicas de alta frecuencia como herramienta de diagnóstico”. [14], [15] En sus primeros desarrollos los transductores eran puestos en ambos lados de la cabeza del paciente que estaba parcialmente sumergida en agua y se generaban ondas de sonido que eran transmitidas de un transductor a otro. Los cambios en las ondas de sonido debidas a la atenuación eran registrados fotográficamente en un papel termosensible, creando una representación bidimensional de lo que se creía que eran los ventrículos cerebrales. [9] En la década de 1950 se demostró que este método de transmisión no era válido debido a la gran absorción y reflexión de las ondas ultrasónicas por parte de la estructura ósea del cráneo. [9], [14]

El mayor desarrollo para el ultrasonido fue debido a la Segunda Guerra Mundial; en este periodo histórico se perfeccionó el radar y el sonar. Muchos científicos iniciaron sus primeras investigaciones sobre la aplicación del ultrasonido en el diagnóstico médico gracias a los desechos de la guerra. [12], [13]

### 2.1.3 Modo-A

En 1946 George D. Ludwig (1922-1973) inició sus experimentos usando el modo-A en tejido animal. Diseñó sus experimentos para poder detectar la presencia y la posición de cuerpos extraños con la intención de localizar cálculos biliares. [10], [16] El modo-A es una representación unidimensional de una onda reflejada (eco) para poder determinar su profundidad y dimensiones del órgano. La amplitud del eco es registrada en el eje vertical mientras que el eje horizontal es el tiempo en el que el eco tardó en regresar al transductor. [9]

### 2.1.4 Modo-B

Douglass Howry (1920-1969) y John Wild (1914-2009) publicaron sus resultados sobre la obtención de imágenes bidimensionales usando ultrasonido en 1952. [17], [18] Wild junto con John Reid (1926-), por su parte, construyeron un instrumento de modo-B con el que pudieron observar tumores y más tarde poder diferenciar entre un tejido normal, tumores benignos y tumores malignos, lo que marca una de las contribuciones más importantes para el diagnóstico. [10], [12], [13], [17] Howry concentró su trabajo en el desarrollo de equipos de modo-B, lo que lo llevó a publicar en 1952 y 1953 imágenes

transversales bidimensionales, demostrando que se podían obtener imágenes interpretables de estructuras de órganos internos y patologías con ultrasonido. [10], [18] El modo-B (*brightness-mode*) muestra imágenes bidimensionales en un solo plano compuesto por puntos que brillan con intensidad proporcional a la intensidad del eco reflejado en el transductor. [9]

### 2.1.5 Modo-M

En el área de la ecocardiografía Inge Edler (1911-2001) junto con Carl Hellmuth Hertz (1920-1990) descubrieron que los movimientos cardíacos podrían ser registrados, lo que llevó al desarrollo del modo T.M. (*Time Motion*) o modo-M, técnica de diagnóstico de gran importancia en el área cardiológica, debido a que permite la evaluación de las válvulas cardíacas, cámaras y las paredes de los vasos. [11], [12], [13], [19] Edler y Hertz publicaron sus resultados en 1954. [19] Este modo despliega una imagen unidimensional de la amplitud del eco a lo largo del tiempo. El haz es transmitido repetidamente en un solo plano, por lo que las amplitudes del eco se muestran como píxeles de diferentes intensidades a lo largo del tiempo. Las estructuras estáticas crean una línea recta, mientras que las estructuras dinámicas crean inflexiones por arriba o por debajo de la línea. [9]

### 2.1.6 Modo Doppler

El modo Doppler se implementó por primera vez en 1955 por Shigeo Satomura (1919-1960). Demostrando en su estudio que se podían obtener señales Doppler del latido del corazón y del movimiento de las válvulas cardíacas. Satomura empezó a aplicar métodos Doppler para estudiar el movimiento del corazón y el flujo sanguíneo en los vasos periféricos. [9], [10], [20] En el modo Doppler se toma en cuenta el cambio en la frecuencia del eco que regresa al transductor con respecto a la frecuencia de eco que fue emitido. Los ecos reflejados por estructuras que se mueven en dirección al transductor tendrán una frecuencia mayor en comparación al eco transmitido, caso contrario, los ecos reflejados por estructuras que se alejan del transductor tendrán una frecuencia más baja. El modo Doppler es una gran herramienta de análisis de estructuras vasculares dando información de la velocidad y dirección del flujo sanguíneo. [9] Los siguientes desarrollos importantes con el modo Doppler se dieron en la década de 1970 como es el caso de las imágenes Doppler a color donde se superpone un mapa codificado por colores en una imagen en modo-B. El color generalmente representa la dirección del flujo y la magnitud de la señal. [9], [10]

### 2.1.7 Los avances en los transductores

La necesidad de obtener información más detallada colocando el transductor más cerca del corazón llevó a que se cimentará en 1971 los inicios de la ETE. Se logró medir la velocidad del flujo sanguíneo en la aorta descendente a través del esófago usando una sonda con un disco piezoeléctrico de 5mm. La información que logró obtenerse como el patrón de flujo, la velocidad máxima y la aceleración, tienen un gran valor para evaluar el deterioro de la eficiencia cardiaca. [21], [22]

Uno de los hitos en el desarrollo de los transductores se dio en 1974 cuando se creó el transductor mecánico portátil para escaneo bidimensional. [23] Consistía en un transductor ultrasónico conectado a un motor DC retroalimentado; se logró producir un movimiento angular que brindaba imágenes sectoriales de 30° en tiempo real con buena resolución. [23], [24]

Reggie Eggleton (1920-2007) fue el que desarrolló el primer transductor bidimensional comercial para ETT a principios de los 70's. [25], [26] En esta misma década de 1970 se desarrolló el transductor sectorial 2D pediátrico para ETT, especialmente destinado al entendimiento y diagnóstico de cardiopatías congénitas. [27]

En 1976 se reportó el modo-M con ETE. Se puso un transductor en un endoscopio de fibra óptica dentro del esófago de pacientes con enfermedad pulmonar crónica obstructiva, y se pudo obtener información de la pared aórtica y la aurícula izquierda. [28], [29] Al poco tiempo, 1980, se aplicó la tecnología de los transductores mecánicos para escaneo bidimensional en ETE. Con una sonda esofágica equipada con un eje de rotación para el transductor, se consiguió visualizar imágenes bidimensionales de las 4 cámaras del corazón, la válvula aórtica y una comunicación interauricular. [30] En los años posteriores, se dio el desarrollo de transductores pediátricos en ETE biplanos y matriciales con un gran valor clínico en el diagnóstico de las cardiopatías. [27]

Durante la década de 1990 la calidad de la imagen tuvo mejoras notables. El ultrasonido se vio beneficiado por los avances tecnológicos en otras áreas de la ciencia, como el radar, las telecomunicaciones y componentes electrónicos. [31]

Con el uso de la electrónica digital el procesamiento de la señal en el ultrasonido se volvió digital, lo que permitió obtener imágenes más estables y con menos ruido. En esta década los transductores tuvieron mejoras en el material del transductor y la tecnología de fabricación, permitiendo transductores de mayor frecuencia, mejorando la sensibilidad y la resolución. [31]

### 2.1.8 La llegada de la ecografía tridimensional

Desde los años cincuenta se planteó la idea de tener imágenes tridimensionales, sin embargo, se requería procesar una gran cantidad de información, lo que lo hacía tardado y muy poco práctico. Actualmente con el diseño de nuevos transductores, el procesamiento digital de las imágenes y diferentes avances en las tecnologías electrónicas e informáticas se pueden visualizar imágenes tridimensionales en tiempo real. [9]

Tom Brown (1933-2019) con el interés de visualizar un feto en 3D, desarrolló un escáner multiplanar 3D Sonicad's en 1973. Los algoritmos para la visualización tridimensional se empezaron a desarrollar en la década de 1980. [31]

En 1984 se reportó el primer sistema de ultrasonido 3D por Kazunori Baba (1952-) y en 1986 obtuvo imágenes fetales tridimensionales al procesar las imágenes bidimensionales. El sistema estaba compuesto de un escáner ultrasónico, un sensor de posición y una computadora. [31], [32] Los equipos mejorados fueron descritos en 1989 en donde se usó una sonda de matriz convexa montado en un brazo con un sensor de posición. Las imágenes fueron procesadas y se obtuvo con éxito imágenes 3D del feto, aunque se tenían algunas desventajas como la disminución de la calidad de las imágenes en comparación con los escáneres 2D. El tiempo para poder generar la imagen 3D era de aproximadamente de 10 minutos, lo que lo hacía poco práctico para el uso clínico. [31], [33]

El Combison 330 de la empresa Kretztechnik fue el primer sistema de ultrasonido 3D en comercializarse en 1989, este mostraba tres planos ortogonales en una pantalla. [31], [32], [34] La segunda generación del sistema fue lanzada en 1993, el Combison 530 mostraba reconstrucciones espaciales. El Voluson 530 D fue la tercera generación, contaba con tecnología digital y una representación 3D en tiempo real. A mediados de los años 90's se empezaron a mostrar las imágenes 3D más convincentes usando los sistemas Voluson y otros escáneres desarrollados por diferentes grupos tecnológicos. Se reportaron visualizaciones 3D del rostro de un feto, cerebelo, vértebras cervicales, corazones fetales y diversas malformaciones congénitas. [31], [34]

El desarrollo del ultrasonido 3D permitió integrar esta tecnología con estudios ETE. Los primeros intentos se dieron a finales de la década de los 80's y principios de los 90's. [35], [36], [37], [38] La ETE tuvo un gran impulso gracias a que se podían obtener imágenes del corazón con mejor calidad que la ETT. Se empezó a usar como una gran herramienta para la visualización de defectos congénitos. [38]

La Universidad de Duke produjo en 1991 un escáner de matriz donde se podían observar imágenes cardíacas 3D en tiempo real, en 1992 se volvió comercial. [31], [39] En 1994 se logró crear un haz que podía crear imágenes 3D por una matriz dirigida electrónicamente, fue hasta 1997 que se comercializó. En este período también aparecieron los primeros transductores con matrices bidimensionales que se movían mecánicamente proporcionando la tercera dimensión mediante un barrido o rotación. [31]

El ultrasonido 3D ha tenido un gran avance debido al desarrollo de las tecnologías informáticas, la reducción de los costos de diversos componentes electrónicos y el esfuerzo combinado de diversos profesionistas. El ultrasonido 3D destaca en el área cardiovascular, obstétrica y ginecológica. Algunas de las ventajas importantes del ultrasonido 3D es la eliminación de las suposiciones geométricas, la cuantificación del volumen de formas geométricas complejas, visualizar estructuras desde cualquier perspectiva y la evaluación de diversas lesiones y patologías. [40]

## 2.2 Principios físicos de la ecografía

Para poder comprender y analizar los estudios ecográficos, es fundamental contar con los conocimientos básicos de los principios físicos que subyacen en la generación de imágenes mediante esta técnica diagnóstica. El principio central de esta técnica se basa en la emisión y recepción de ondas ultrasónicas. Estos ecos provienen de diversas estructuras e interfaces tisulares del cuerpo, y son usadas para la generación de imágenes.

### 2.2.1 Sonido

El sonido se define en física como una onda mecánica longitudinal. Estas ondas generadas por una fuente que vibra se propagan por un medio elástico a través de la compresión y expansión del medio material en dirección de la propagación de la onda. [41]

### 2.2.2 Parámetros generales de la onda

Las ondas sonoras al interactuar con los tejidos provocarán que las moléculas se alteren y se pueda transmitir la energía entre las moléculas a través de ondas longitudinales. Estas moléculas oscilarán en la misma dirección que la onda, y se propagara mediante rarefacción y compresión. [41] Debido al movimiento longitudinal de las ondas, hay regiones donde las moléculas están más comprimidas y otras donde las moléculas están más dispersas. Regiones que se conocen como de compresión y rarefacción respectivamente.

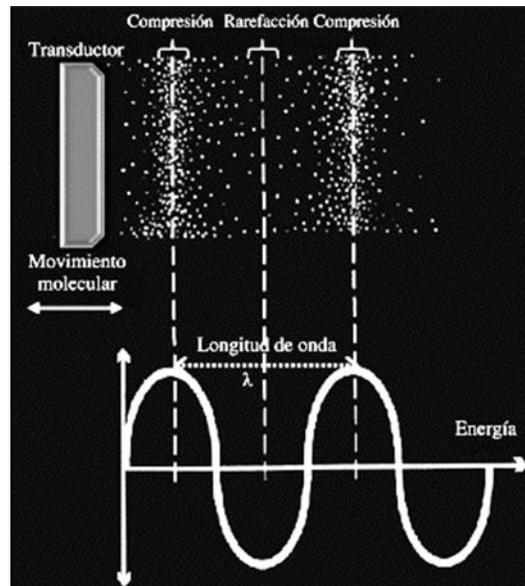


Figura 2. 1. Onda longitudinal acompañada de fenómenos de rarefacción y compresión.  
Modificada de [41]

Características generales de la onda:

- Longitud de onda ( $\lambda$ ): Está definida como la distancia entre dos puntos de la misma fase en el espacio (distancia entre picos).
- Amplitud: Máxima altura alcanzada por la onda. Se mide en decibelios (dB).
- Ciclo: Segmento de una onda comprendido entre 2 puntos iguales de su trazado.
- Periodo ( $T$ ): Es el tiempo que tarda en completarse un ciclo.
- Frecuencia ( $f$ ): Consiste en el número de ciclos que ocurren en una unidad de tiempo específica. Se mide en hercios (Hz) o en ciclos por segundo.
- Velocidad de propagación ( $v$ ): Es la velocidad en la que la onda viaja a través de un medio. Esta velocidad varía dependiendo del tipo y características del material por el que atraviese. Para los tejidos blandos se considera en promedio 1540 m/s. [42], [43]

### 2.2.3 Ultrasonidos

Aquellos sonidos con una frecuencia mayor a 20,000 Hz se denominan ultrasonidos. [42], [44] Los ultrasonidos que se usan para la generación de imágenes médicas generalmente se encuentran en el rango de los 2 a 18 MHz. [45]

### 2.2.4 El eco

Son ondas sonoras que se reflejan cuando se encuentran a una superficie reflectante, el sonido reflejado vuelve y llega al foco emisor. La superficie reflectante existe entre dos medios adyacentes con diferente impedancia acústica. [42], [46]

La impedancia acústica es la resistencia que un medio opone al paso de las ondas sonoras. La impedancia acústica ( $Z$ ) es producto de la densidad ( $\rho$ ) por la velocidad del sonido del medio ( $v$ ). [44]

$$Z = \rho \times v \quad \text{Ecuación 2.1}$$

Como expresa la ecuación anterior, la impedancia acústica está relacionada directamente con la densidad del medio. Entre mayor es la diferencia de las densidades, también lo será la diferencia entre las impedancias de los medios; cuanto mayor es la diferencia entre dichas impedancias, mayor será la intensidad del eco y menor la intensidad del sonido que atravesó la superficie reflectante. [44]

### 2.2.5 El transductor

Los transductores son dispositivos capaces de transformar un tipo de energía en otra. En el caso de la ecografía, se transforma energía eléctrica en energía acústica o viceversa.

#### 2.2.5.1 Efecto piezoeléctrico

La generación y detección de las ondas ultrasónicas es posible gracias a los materiales piezoeléctricos. Recordando que el efecto piezoeléctrico es una propiedad de algunos materiales cerámicos, que cuando son mecánicamente deformados producirán corriente eléctrica al tratar de recuperar su forma original. Por el contrario, si se le aplica corriente eléctrica el material se deformará físicamente generando vibraciones, es decir, energía acústica. Los transductores para ecografía están hechos generalmente de un material cerámico sintético: circonita de titanio de plomo. [47]

#### 2.2.5.2 El eco pulsado

En la ecografía se utiliza la técnica del eco pulsado. La energía eléctrica que llega del generador al material piezoeléctrico provoca la emisión de pulsos ultrasónicos. Este proceso no se da de forma continua, sino en pulsos, marcando dos fases distintas que

se van alternando: la emisión de ondas ultrasónicas y la subsiguiente recepción de ecos. La frecuencia de repetición de pulsos (PRF) es la frecuencia con la que el generador produce impulsos eléctricos cada segundo. [42], [47] En otras palabras, el número de veces que los cristales del transductor son estimulados por segundo. El PRF determina el intervalo de tiempo entre las fases de emisión de ondas ultrasónicas y recepción de ecos. Este intervalo de tiempo debe ser el adecuado para que un pulso de ultrasonido alcance un punto determinado en profundidad y vuelva en forma de eco al transductor antes de que se emita el siguiente pulso. Los ecos que llegan al transductor son la base para la formación de las imágenes.

### 2.2.5.3 *Obtención de la imagen*

El transductor se coloca en la superficie del cuerpo del paciente, acompañado de una capa de gel que eliminará el aire presente. Esto es de suma importancia, ya que la velocidad de propagación de las ondas ultrasónicas en el aire es significativamente más lenta que en los tejidos corporales. Además, el aire absorbe las ondas ultrasónicas de manera potente y dispersa la energía en múltiples direcciones, lo que puede resultar en una calidad de imagen deficiente. [44]

Como se mencionó anteriormente, se aplica un pulso de pequeño voltaje a los cristales o cerámicas para que generen el haz ultrasónico, el cual se propaga dentro del paciente. Este haz será parcialmente reflejado y transmitido por los tejidos. Cuando el eco llega al transductor, las vibraciones mecánicas se transforman en corriente eléctrica y posteriormente son amplificadas.

El sistema determina la amplitud del eco y el tiempo que transcurre desde que se transmite el haz hasta que regresa. A través de este tiempo de recorrido, es posible calcular la profundidad del tejido, mientras que la amplitud permite asignar un valor relativo en una escala de grises. De esta manera, se pueden hacer una división basadas en los tonos de gris que presentan las estructuras: [41], [44]

- Hiperecoicos o hiperecogénicos: Estas son estructuras que reflejan intensamente los ultrasonidos, lo que se traduce en ecos más marcados y se pueden observar en tonos blancos como huesos, calcificaciones y tendones.
- Hipoecoicos o hipoecogénica: Estas estructuras presentan una menor reflectividad y se visualizan en diversos tonos de gris, como en el caso del tejido muscular normal.

- **Anecoica o anecogénica:** Son las estructuras que no reflejan el haz ultrasónico, lo que resulta en una imagen negra. Esto incluye hematomas, acumulación de líquidos y vasos sanguíneos.

#### 2.2.5.4 Características de la obtención de imagen

El haz de ultrasonido tiene tres dimensiones que son su longitud (X) ancho (Y) y grosor (Z). [48] Las siguientes características son importantes en la obtención de imágenes ecográficas:

- **Resolución espacial:** Capacidad que tiene un equipo para que dos puntos muy próximos entre sí sean representados como ecos diferentes. [49] Se distinguen tres tipos de resolución espacial:
  - **Resolución axial:** Capacidad de diferenciar dos puntos muy próximos en la dirección del haz de ultrasonidos. [48], [49] La resolución axial depende de la frecuencia de onda y la duración del pulso. Entre más alta sea la frecuencia, mayor será la resolución axial, pero se tendrá una menor penetración. [44], [47], [48] Esto está relacionado con procesos de absorción que serán explicados más adelante.
  - **Resolución lateral:** Capacidad de diferenciar dos puntos muy próximos dispuestos en un plano perpendicular a la dirección del haz ultrasónico. Depende del ancho del haz. [48], [49]
  - **Resolución en elevación o azimut:** Capacidad de diferenciar dos puntos muy próximos situados en un plano perpendicular a la dirección del haz. Depende del grosor del haz. [48], [49]

Entre más estrecho sea el ancho y el grosor del haz de ultrasonido, mayor será la resolución lateral y elevacional. Estrechar el haz para poder mejorar la resolución se le conoce como enfoque. [49]

- **Resolución temporal:** Es el intervalo de tiempo entre dos imágenes consecutivas. Generalmente es expresado en Hz. [49]
- **Contraste:** Capacidad de delimitar visualmente diferentes objetos. Expresada por lo general en dB. [49]
- **Ruido acústico:** Ecos de bajo nivel, secundarios a la dispersión de los ultrasonidos. [49]

- **Ganancia:** Parámetro que permite regular la amplitud del haz de ultrasonido, permitiendo compensar la atenuación del sonido en estructuras profundas. Afecta el brillo de la imagen. [44], [49]
- **Rango dinámico:** Es el intervalo de intensidad de señal en escala de grises. Un rango dinámico es equivalente a una imagen con muchos tonos de gris; tener un valor bajo equivale a una imagen muy contrastada (binarizada). [49]

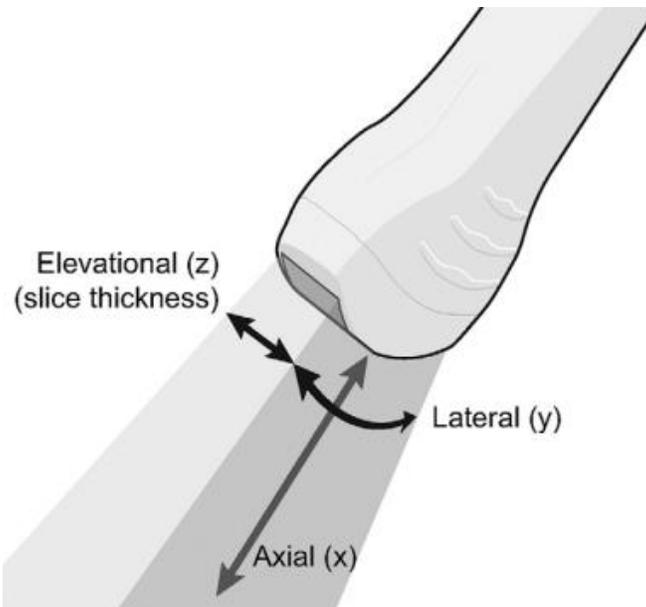


Figura 2. 2. Forma del haz de ultrasonido y los tipos de resolución. Tomado de [48]

### 2.2.5.5 Haz ultrasónico

La forma del haz ultrasónico depende del tipo de transductor que lo produzca. Un acercamiento simplificado de la representación del haz ultrasónico se puede dar suponiendo un elemento piezoeléctrico con forma de disco circular.

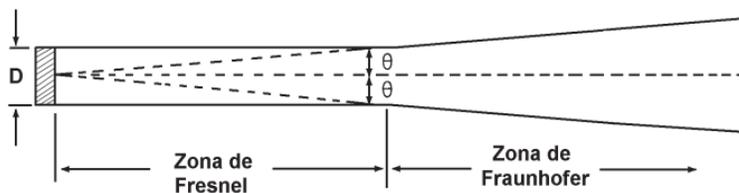


Figura 2. 3. Zonas del haz ultrasónico. Tomado de [12]

El haz ultrasónico generado se puede dividir en la zona de campo cercano o zona de Fresnel y la zona de campo lejano o zona de Fraunhofer. El ángulo entre estas zonas se le conoce como ángulo de divergencia ( $\theta$ ). El punto máximo de resolución se llama punto focal, que representa la transición entre la zona de campo cercano y el campo

lejano. Como se había mencionado antes, se puede estrechar el haz para poder mejorar la resolución. Sin embargo, es importante destacar que reducir el tamaño del punto focal para poder mejorar la resolución también aumentará el ángulo de divergencia. [12]

La longitud de la zona de Fresnel se puede calcular mediante la siguiente fórmula: [12]

$$d_z = \frac{D^2}{4\lambda} \quad \text{Ecuación 2. 2}$$

Donde:

$d_z$  =Longitud de la zona de Fresnel.

D=Diámetro del cristal.

$\lambda$  = Longitud de onda.

Recordando que la longitud de onda ( $\lambda$ ) se relaciona con la frecuencia ( $f$ ) y la velocidad de propagación ( $v$ ) con la siguiente expresión: [12]

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad \text{Ecuación 2. 3}$$

Con esta expresión se puede concluir que, si la frecuencia aumenta, la longitud de onda disminuirá. Es decir, a medida que aumenta la frecuencia, la zona de Fresnel también aumentará. En la práctica, al aumentar la frecuencia se mejora la resolución, pero los procesos de absorción también aumentan, disminuyendo la penetración del haz. [12], [44], [47]

#### 2.2.5.6 *Transductores matriciales*

La forma más simple de formar una imagen en modo-b es mover físicamente el transductor para que el haz pueda barrer y atravesar los tejidos mientras se repite el ciclo del eco pulsado. Este método fue reemplazado por métodos de escaneo electrónico que usan transductores matriciales. [50]

Los transductores matriciales permiten que el haz se mueva instantáneamente, ofreciendo el beneficio adicional de cambiar la forma y el tamaño del haz. Esto se logra controlando las señales electrónicas hacia los elementos piezoeléctricos del transductor matricial y también permite combinar los ecos individuales que recibe en una sola secuencia de eco. [50]

En la mayoría de los transductores, se tiene una placa con elementos piezoeléctricos recubiertos en sus caras por una película metálica, soldadas a conexiones eléctricas. [12] Detrás de esta placa, se encuentra una capa de amortiguamiento hecha con un material que tiene impedancia acústica similar a la de los elementos piezoeléctricos. Esto hará que disminuya la reflexión hacia atrás y si el material es absorbente minimizará casi en su totalidad las ondas reflejadas. Generalmente este material es una mezcla de tungsteno y resina epóxica. [12], [50]

Para mejorar la eficiencia en la transmisión de la energía ultrasónica se agrega una capa de relleno, también llamada capa de acoplamiento, debido a que solo el 20% de la energía de la onda es transmitida entre los elementos piezoeléctricos y el tejido vivo. [12], [50] La capa de acoplamiento al unirse a la cara frontal de los elementos piezoeléctricos proporciona el gradiente de impedancia acústica necesario para penetrar en los tejidos y para que el eco pueda regresar a los elementos piezoeléctricos. La reducción gradual de la impedancia de las interfaces minimiza la pérdida de la transmisión y recepción de las ondas ultrasónicas. Como resultado, la eficiencia de transmisión puede optimizarse lo suficiente para tener un rendimiento cercano al 100%.

Al final de la capa de acoplamiento usualmente se incorpora un lente que enfoca las ondas de ultrasonido evitando que estas se dispersen y aumentando la resolución de la imagen. [50]

Como se tiene más de un elemento piezoeléctrico, según su disposición, se pueden formar arreglos lineales, matriciales o anulares, dependiendo de la aplicación. [51]

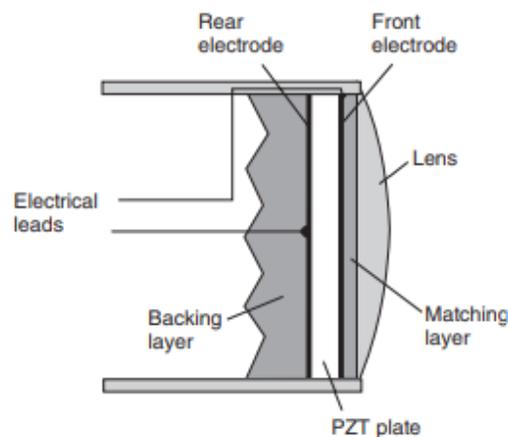


Figura 2. 4. Componentes principales del transductor. Tomado de [50]

### 2.2.5.7 Formación del haz en el arreglo lineal y en fase

Anteriormente señalado, los elementos transductores pueden ordenarse de distintas formas, con un arreglo bidimensional o matricial se generará un haz que cubrirá una superficie, mientras con un arreglo unidimensional se obtendrá un haz en forma de línea o curva. [52]

En los arreglos lineales, para poder tener una línea de escaneo, se hace uso de “grupos activos” de elementos transductores adyacentes. Mientras este grupo está siendo pulsado, todos los demás elementos están inactivos. Después de emitir el pulso, los elementos transductores actuarán como receptores del eco. El número de estos elementos será inicialmente menor a los que se usaron para la transmisión del haz y este número irá aumentando progresivamente a medida que el eco regrese desde zonas más profundas del cuerpo, hasta que finalmente se supere el número de elementos usados para la transmisión haz. [50], [52] Estos pulsos se generan en secuencia; esto se logra inhabilitando un elemento del grupo activo anterior y habilitando uno nuevo en el extremo opuesto, lo que produce el efecto de un movimiento de exploración simple. Normalmente, el arreglo lineal contiene 256 elementos transductores o más. [51]

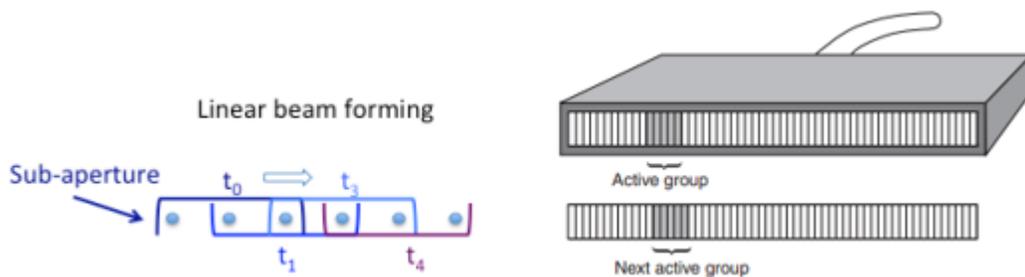


Figura 2. 5. Arreglo unidimensional donde se muestra la secuencia de los grupos activos. Tomado de [50], [52]

En el arreglo en fase, toda la apertura del arreglo es usada en cada transmisión del pulso, es decir, todos los elementos son pulsados, a diferencia del arreglo lineal, en donde solo son pulsados algunos grupos pequeños en un tiempo particular. [50], [52] Las fases de las señales son ajustadas específicamente para cada elemento transductor en cada evento de transmisión para dirigir el haz y colocarlo en un ángulo determinado. Con diferentes grupos de fases se obtienen diferentes direcciones de escaneos con las que se forma una imagen. [52]

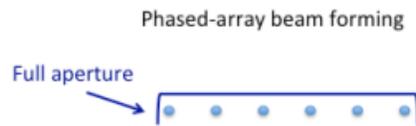


Figura 2. 6. Apertura del arreglo en fase.  
Tomado de [52]

### 2.2.5.8 Tipos de transductores

Según la disposición de sus cristales los transductores se pueden dividir en:

- Sectoriales: Dispositivo que ofrece una imagen triangular o en abanico con una base de inicio de emisión de ecos pequeña. Presentan una alta resolución temporal y alta penetración. Permite visualizar estructuras que se están moviendo en tiempo real, por lo que es usada para estudios ecocardiográficos, transcraneales, abdominales y pediátricas. [42], [44], [53]
- Convexos: Dispositivo de forma curva que ofrece una imagen en forma de trapecio, ofreciendo un campo de visión más amplio para estructuras más largas o profundas. Usado para exploraciones abdominales, obstétricas, ginecológicas y urológicas. [42], [53]
- Lineal: Dispositivo de forma recta que ofrece una imagen rectangular. El ancho del sector y la forma de la imagen está determinado por la longitud del dispositivo. Ofrece una resolución detallada de estructuras superficiales: tejidos blandos, tiroides y músculos. [42], [53]
- Anular: Formado por anillos concéntricos, son usados para exploraciones intrarectales o intravaginales. [42]

### 2.2.6 Interacción de las ondas ultrasónicas con los tejidos

La velocidad de propagación de las ondas ultrasónicas en los tejidos varía dependiendo de factores como la densidad y la compresibilidad. Las moléculas de los tejidos más comprensibles están más separadas, por lo que las ondas se transmiten más lentamente. En el caso de la densidad, los materiales que son muy densos tampoco transmiten las ondas con rapidez debido a que las moléculas que están poco distanciadas ofrecen una mayor resistencia a las ondas. Es decir, están menos dispuestas a moverse y a comprimirse. [47]

Existen diferentes tipos de interacciones que se dan cuando las ondas ultrasónicas se propagan a través de las diferentes interfases tisulares, las cuales son: reflexión, refracción, absorción, dispersión y atenuación. [44], [47]

- Reflexión: Se da cuando una onda encuentra una interfaz o superficie reflectante, parte de la onda se refleja en forma de eco y regresa hacia la fuente de la onda. [44], [47]
  - Reflexión especular: Este tipo de reflexión ocurre cuando una onda incide sobre una superficie lisa y se refleja en una dirección específica. En este caso, el ángulo de incidencia es igual al ángulo de reflexión.
  - Reflexión difusa: Se da cuando una onda incide sobre una superficie irregular, dando lugar a una gran cantidad de ecos de baja amplitud que se dispersan en múltiples direcciones.
- Refracción: Ocurre cuando una onda es desviada después de incidir en una superficie reflejante dada por dos medios, la onda refractada en el segundo medio viaja a una velocidad diferente que la onda original. El grado de desviación es dado por la relación conocida como ley de Snell, en la que relaciona el ángulo de refracción ( $\theta$ ) con la velocidad del sonido ( $v$ ) en el tejido: [47]

$$\frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_t} = \frac{v_1}{v_2}$$

Ecuación 2. 4

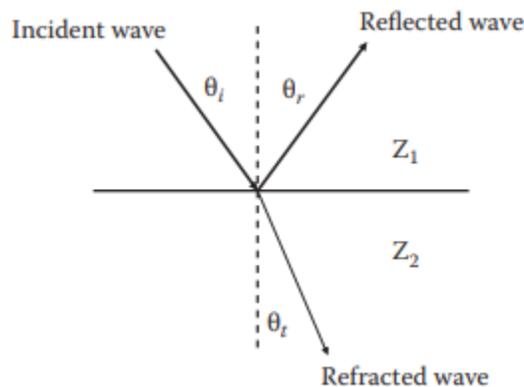


Figura 2. 7. Reflexión de una onda ultrasónica y refractada por una interfaz. Tomado de [47]

- Absorción: Es el proceso en donde parte de la energía de las ondas es absorbida por el medio y convertida en calor. Los mecanismos de absorción en tejidos se han supuesto que surgen de la absorción clásica debido a la viscosidad y fenómenos de relajación. [47] Estos mecanismos dependen de la frecuencia de la onda. A menor frecuencia menor absorción y mayor penetración, por lo tanto, a mayor frecuencia, mayor absorción y menor penetración. [44], [47] El coeficiente de atenuación o absorción determina qué tan lejos puede penetrar la onda antes de ser absorbida. Se ha teorizado que la absorción en tejidos biológicos está dominada por procesos de relajación. [47]

La relajación se puede describir como el proceso en el cual una partícula en un medio es empujada a una nueva posición por una fuerza; la partícula regresará a su posición neutral después de un tiempo. Si el tiempo de relajación es corto en comparación con el periodo de la onda el efecto será pequeño. Sin embargo, si el tiempo de relajación es similar al periodo de la onda, la partícula no podrá regresar a su estado neutral antes de que una segunda onda llegue. Conforme aumenta la frecuencia, las partículas no podrán ajustar su movimiento en cada ciclo de la onda. Cuando este proceso ocurre, la onda se está moviendo en una dirección, mientras que las partículas se moverán en otra dirección, lo que hará que se necesite más energía para revertir la dirección del movimiento de la partícula. Si la frecuencia se incrementa demasiado, las partículas no podrán seguir el movimiento de la onda y este efecto de relajación se volverá insignificante. [47]

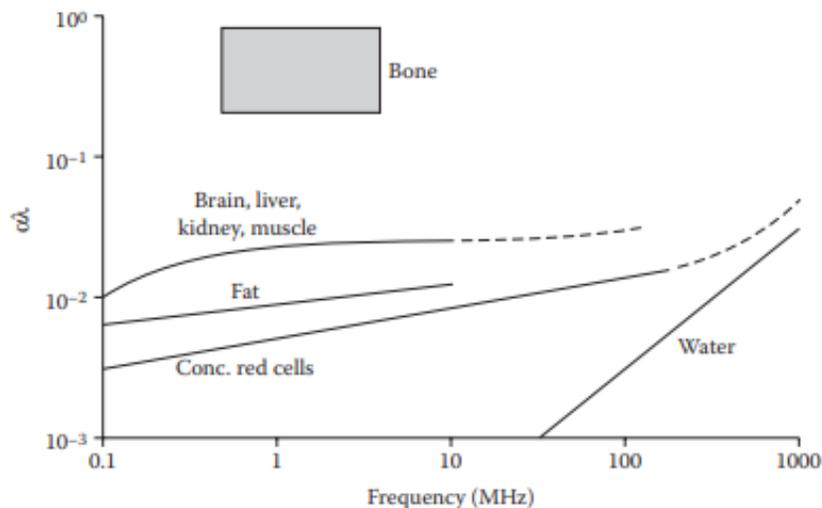


Figura 2. 8. Absorción del ultrasonido en tejido biológico en función de la frecuencia. Tomado de [47]

- **Dispersión:** Se da cuando una onda incide en un objeto con dimensiones más pequeñas que la longitud de onda.[54] La difusión se dará en todas las direcciones, incluso hacia el transductor. Este efecto se puede observar especialmente en la sangre, donde los glóbulos rojos tienen un diámetro aproximado de 7  $\mu\text{m}$ , más pequeño que la longitud de una onda ultrasónica clínica. [55]
- **Atenuación:** Cuando una onda se propaga por un medio, la energía se irá perdiendo en función de la distancia. La pérdida de energía es consecuencia de los fenómenos de reflexión, refracción, dispersión y absorción. [44], [47], [54], [56]

### 2.2.7 Artefactos de las imágenes bidimensionales

Los artefactos son anomalías en las imágenes, que pueden inducir el error por imágenes alteradas o información que es falsa. [57] Son causados normalmente por procesos físicos que afectan el haz del ultrasonido:

- **Artefactos de sombra:** Se da cuando el haz ultrasónico es bloqueado por un objeto con altas propiedades de atenuación. [57] En el caso de que un haz choque con una interfaz muy reflejante (hiperecogénica), el haz será reflejado en gran medida o en su totalidad. Esto resulta en que muy pocas o ninguna onda ultrasónica atraviese la interfaz, lo que da como resultado una zona sin ecos detrás de esta interfaz. Estos artefactos se pueden dar por la presencia de hueso, cálculos o calcificaciones. [44], [58]
- **Refuerzo Acústico:** Se da cuando el haz ultrasónico atraviesa una estructura con bajas propiedades de atenuación respecto a las estructuras circundantes. [57] Los ecos más cercanos al transductor pueden ser 100 veces mayores en amplitud que aquellos que se generan en tejidos profundos. [41] La compensación a la atenuación hecha por el equipo para evitar la pérdida de definición de estructuras profundas es aplicada de manera uniforme. En el caso de que el haz se encuentre con una estructura anecogénica el haz será muy poco atenuado y llegará a estructuras profundas. Los ecos tendrán mejor amplitud y se amplificarán con la compensación del tiempo de ganancia; produciendo el efecto de estructuras con mayor ecogenicidad (Capacidad para generar ecos). [41], [57], [59] Este fenómeno se puede encontrar en los vasos sanguíneos donde se observa un incremento en su densidad en la parte más profunda. También se da en presencia de quistes o en estructuras líquidas. [59]

- Artefactos por reverberación: Se muestran como múltiples patrones espaciados regularmente a lo largo de una línea. Ocurre cuando las ondas ultrasónicas rebotan entre dos superficies altamente reflectantes antes de regresar al transductor, creando múltiples ecos. Estos artefactos son comunes en áreas donde se encuentran múltiples capas de tejido o aire. [41]
- Artefactos de cola de cometa: Son resultado de múltiples reverberaciones pequeñas dentro de un cúmulo de burbujas de aire, u otros materiales como el metal y vidrio. Estos materiales resuenan al entrar en contacto con el haz ultrasónico, lo que produce un incremento en la ecogenicidad debajo del objeto. Las ondas atravesarán diferentes interfases entre tejidos y su intensidad disminuye a medida que se alejan del objeto. Con este tipo de artefactos se pueden encontrar cuerpos extraños o adenomiomas de pared vesical. [44]
- Artefactos Ring-Down: Son producidos por pequeños cristales como el colesterol o burbujas de aire donde hay fluido atrapado, este resonará con el haz ultrasónico. La onda que es emitida por estos objetos se produce poco después que el transductor recibe la reflexión inicial, por lo que el sistema interpreta que la onda proviene de estructuras más profundas. Se visualiza como una línea o una serie de bandas paralelas. [51]
- Artefacto en espejo: Con este artefacto se crea la apariencia de estructuras adicionales equidistantes a una superficie de alta reflexión. La imagen en espejo se produce cuando el haz ultrasónico choca con la superficie altamente reflectante; el haz es dirigido a un segundo reflector. El haz rebotará desde este segundo reflector a la primera superficie, lo que genera ecos virtuales que asemejan estructuras adicionales. [41], [57] Se puede dar por la presencia de objetos extraños en el ventrículo izquierdo. [57]
- Artefactos de ancho de haz: Estos artefactos son debidos a propiedades del transductor y la física del haz ultrasónico. [44] Son creados por estructuras de alta reflexión que están en la periferia del haz principal del transductor. El sistema interpreta que los ecos tienen su origen en una estructura anatómica situada dentro de la zona focal y se muestra superpuesta a la estructura que realmente está dentro de esa zona. [49], [57] A este artefacto se le han atribuido falsos positivos de diagnósticos de trombos en la orejuela de la aurícula izquierda. [57]
- Artefactos de lóbulo lateral: Para poder generar una imagen bidimensional el haz del ultrasonido se desplaza para atrás y adelante en un sector definido. Los

lóbulos laterales aparecen alrededor del haz principal. Son producidos por las vibraciones no axiales de los elementos piezoeléctricos. [57] La mayoría de estos lóbulos laterales se disipan al interactuar con los tejidos y no causan reflexiones significativas. Sin embargo, las estructuras de alta reflexión pueden generar ecos que son detectados por el transductor. Estos artefactos se generan en ambos lados del eco real. Si muchos de estos artefactos son generados, se visualizará una estructura continua. [49], [57] Se pueden producir en estructuras como el diafragma, o debido a grandes masas quísticas.[60]

- Artefactos de refracción: Produce imágenes de estructuras reales en una localización falsa. Ocurre cuando el haz de ultrasonido se propaga en un ángulo diferente a la de su trayectoria original a medida que atraviesa diferentes interfaces tisulares con diferentes velocidades de propagación. [41], [57] Un ejemplo de esto es la grasa donde se tienen una velocidad de propagación de 1450 m/s y la del músculo es de 1585 m/s. [41]

## 2.3 La ecografía 3D

La ecografía 2D ha demostrado su utilidad al proporcionar imágenes en tiempo real con dinamismo. No obstante, su limitación en mostrar detalles sobre la estructura anatómica y orientación puede ser un desafío para los médicos al intentar visualizar estructuras 3D. En situaciones donde se requiere una comprensión tridimensional, los médicos se ven obligados a inferir el volumen a partir de imágenes planas en 2D. Las limitaciones de la imagen en 2D pueden generar una mayor ambigüedad en el diagnóstico y que tenga un gran peso la experiencia y conocimiento del médico. La ecografía 3D ayuda al diagnóstico y a entender la relación anatómica espacial. [61]

La ecografía 3D puede ser realizada en 3 etapas: la adquisición, reconstrucción y visualización. [61]

### 2.3.1 Adquisición

Se refiere a recolectar información en modo-B, es decir, recopilar un gran número de imágenes tomográficas consecutivas. Se hace uso de la posición relativa de transductores convencionales 2D o de transductores con diferentes métodos para capturar imágenes 3D. [32], [61]

Para poder obtener imágenes sin distorsiones que no afecten el diagnóstico clínico se deben cumplir los siguientes objetivos:

- Adquirir la posición relativa y la orientación de las imágenes tomográficas con precisión para evitar errores en la reconstrucción 3D. [61]

- Adquirir la región de interés (ROI) rápidamente, para evadir los artefactos causados por los movimientos cardiacos, respiratorios e involuntarios. [61]

Las técnicas que más destacan para la adquisición de datos ultrasónicos se basan en el uso de transductores matriciales 2D, sondas mecánicas 3D, localizadores mecánicos y escáneres a mano alzada (*freehand scanners*).

### 2.3.1.1 Sondas mecánicas 3D

En este tipo de instrumentos se monta un arreglo lineal sobre un motor para poder ser rotado, inclinado o trasladado dentro de una carcasa. Con este arreglo se pueden obtener múltiples imágenes 2D que cubren un volumen 3D fijo. [61], [62] El eje de rotación de los distintos movimientos es usado como referencia para la reconstrucción de las imágenes 3D. [61] Con los movimientos antes mencionados se tienen 3 tipos de escaneo mecánico:

- Escaneo lineal: El arreglo lineal es trasladado a través de la ROI para escanear de forma paralela a la superficie de la piel y perpendicular al plano de la imagen. En el escaneo lineal las imágenes son paralelas y espaciadas equidistantemente. El intervalo entre imágenes puede ser ajustado cambiando la velocidad de adquisición de los fotogramas (*frame rate*). [61]

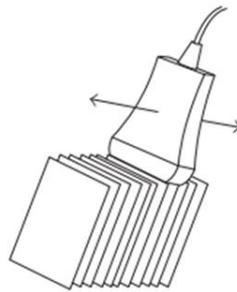


Figura 2. 9. Escaneo lineal. Tomada de [61]

- Escaneo inclinado (*Tilting Scanning*): El arreglo está motorizado para inclinarse alrededor de un eje. Se capturarán un abanico de imágenes, con una separación angular dependiente de la velocidad rotacional del motor y la velocidad de los fotogramas. [61]

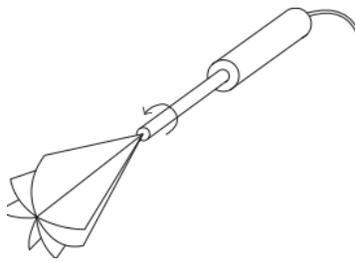


Figura 2. 10. Escaneo inclinado.  
Tomada de [61]

- Escaneo rotacional: El arreglo es rotado junto con el eje central. Este escaneo es más sensible al movimiento por lo que el eje debe permanecer fija para evitar que haya artefactos en la imagen 3D. [61]

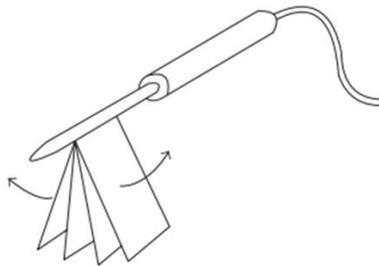


Figura 2. 11. Escaneo rotacional.  
Tomada de [61]

#### 2.3.1.2 Localizadores mecánicos

Consiste en un accesorio periférico que contiene un transductor 1D que adquiere imágenes bidimensionales secuencialmente. La ruta de escaneo está predefinida, así como su la orientación y la posición relativa de las imágenes que se adquieren. Con esta información las imágenes 3D pueden ser reconstruidas en tiempo real. [61], [63] El intervalo angular y espacial entre cada cuadro puede ser ajustado para obtener la resolución óptima. [61]

Se han propuesto diversos sistemas de localizadores mecánicos, pero por lo general pueden llegar a ser muy grandes y pesados, por lo que sus aplicaciones son limitadas. Huang *et al.* [63] propusieron un método para usar un transductor lineal sobre una sobre un riel con un módulo de posicionamiento. Con este sistema se podía controlar la trayectoria del escaneo y obtener imágenes 2D para posteriormente generar una imagen 3D.

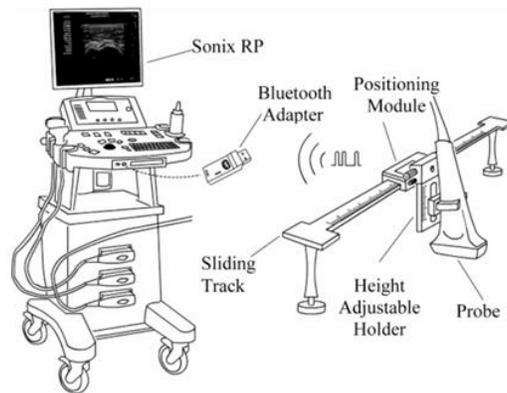


Figura 2. 12. Sistema que uso Huang et al. Tomado de [63]

### 2.3.1.3 Escáneres a mano alzada (freehand scanners)

Con este tipo de escáneres se permite obtener imágenes del área del interés en direcciones y posiciones arbitrarias, adaptándose a la superficie anatómica de los pacientes. Se necesita la posición y la orientación de los escaneos en modo-B para poder reconstruir imágenes 3D. [61], [62] Se han planteado los siguientes enfoques de escáneres a mano alzada:

- Posicionador Acústico: Tres dispositivos de emisión sonora son fijados en el transductor, y sobre el paciente se coloca una matriz de micrófonos. Estos micrófonos reciben ondas acústicas continuas de los emisores durante el escaneo. Sabiendo la velocidad del sonido en el aire, se puede saber su posición y orientación para reconstruir imágenes 3D. [61], [64], [65]

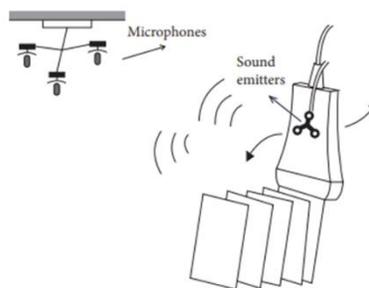


Figura 2. 13. Posicionador acústico. Tomado de [61]

- Posicionador Óptico: Son dispositivos que hacen uso de cámaras y marcadores pasivos o activos que están montados en el transductor. Estos marcadores serán rastreados con las cámaras para conocer la posición y orientación del transductor, permitiendo crear imágenes 3D en tiempo real. Los marcadores pasivos son objetos (esferas color mate) que son detectados por las cámaras.

En el caso de los activos, se utilizan diodos infrarrojos cuya frecuencia es conocida. [61], [62], [64]

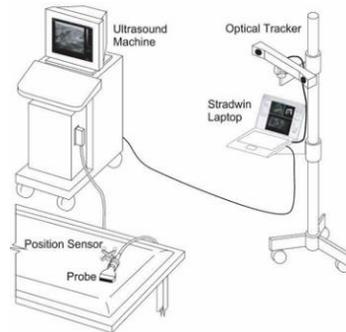


Figura 2. 14. Posicionador óptico.  
Tomado de [62]

- Brazo Articulado: Se compone de un transductor montado en un brazo con múltiples articulaciones. Estas articulaciones tienen retroalimentación al usar potenciómetros, gracias a esto, se puede conocer el movimiento angular y la posición. La información espacial es muy efectiva para la obtención de las imágenes. [61]

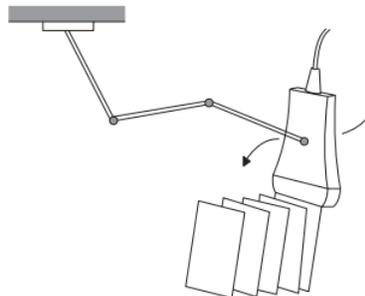


Figura 2. 15. Brazo articulado.  
Tomado de [61]

- Sensor de campo magnético: Consiste en un emisor magnético puesto cerca del paciente, y en el transductor están montados tres sensores ortogonales que actúan como receptores. Estos miden la fuerza del campo magnético en tres direcciones ortogonales, gracias a esto se puede saber la posición y la orientación del transductor. [61], [62], [64], [66] Su atractivo principal es que no necesita tener una línea de visión clara entre el transmisor y los receptores, pero su principal desventaja es la necesidad de alejar el metal. [62]

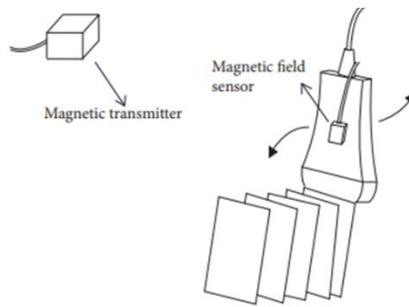


Figura 2. 16. Sensor de campo magnético. Tomado de [61]

#### 2.3.1.4 Transductores matriciales 2D

Previamente se ha explicado el funcionamiento de los transductores matriciales para poder obtener imágenes bidimensionales. Recordando que se puede obtener un escaneo rectangular pulsando los elementos piezoeléctricos secuencialmente en subaperturas o seleccionando la apertura completa. [50], [52] De forma análoga, los transductores matriciales 2D generan un haz acústico divergente en forma de pirámide, permitiendo un escaneo volumétrico que es procesado para integrar una imagen 3D en tiempo real. Gracias a que las fases pueden ser ajustadas con retardos, los haces pueden dirigirse y enfocarse en la región deseada sin necesidad de mover el transductor. [61]

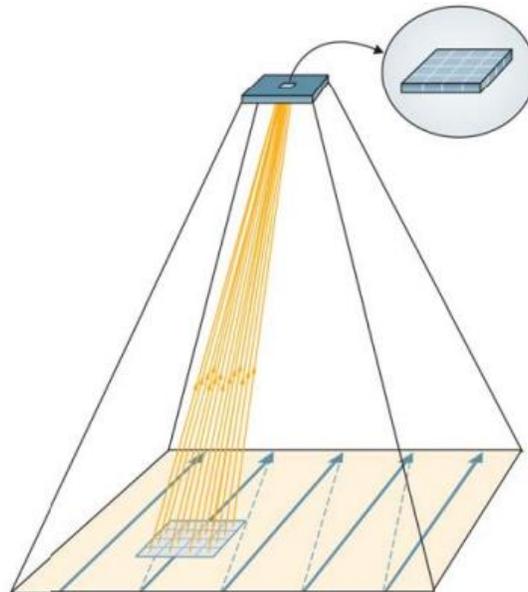


Figura 2. 17. Escaneo volumétrico con un transductor matricial 2D. Tomado de [32]

### 2.3.1.5 Adquisición de datos para ecocardiografía 3D

Para el caso de la ecocardiografía, se tiene que evitar la distorsión de los datos 3D debido a los latidos del corazón. Esto se logra sincronizando la recolección de imágenes con el complejo QRS del ECG. [12], [32] Hay dos maneras de adquirir los datos: la ecocardiografía 3D en tiempo real o en vivo y la ecocardiografía 3D con múltiples latidos. [67] En el primer caso, en un solo ciclo cardíaco se obtienen múltiples datos volumétricos. [12], [32], [67], [68] La mayoría de los sistemas de ecocardiografía en tiempo real cuentan con los siguientes modos de adquisición: volumen estrecho 3D en tiempo real, planos ortogonales o multiplano simultáneo, zoom 3D en tiempo real, ángulo amplio (volumen completo) 3D en tiempo real y color Doppler 3D en tiempo real. Estos modos de operación tienen sus limitaciones debido a las perturbaciones causadas por el ritmo cardíaco o movimientos respiratorios. Además, pueden llegar a tener mala resolución temporal y espacial. [67] Para el segundo caso, de forma sincrónica con el ECG, son obtenidos conjuntos de barridos sectoriales simultáneos durante varios latidos cardíacos, este conjunto de imágenes 2D forman un subvolumen, que serán intercalados hasta formar un volumen completo. [12], [67] La ecocardiografía 3D con múltiples latidos proporciona imágenes con una mejor resolución temporal en comparación con los modos en tiempo real. Sin embargo, es propensa a tener artefactos causados por ritmos cardíacos irregulares o movimientos respiratorios. [67]

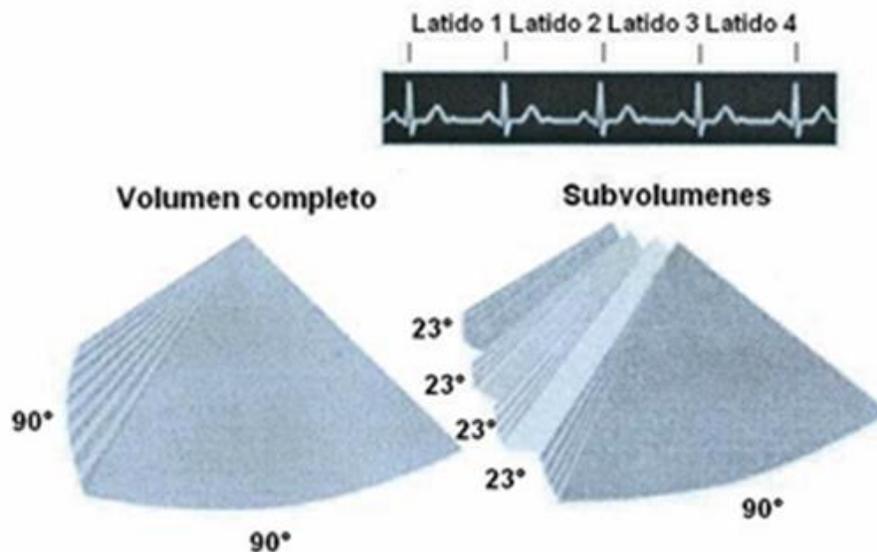


Figura 2. 18. Formación de un volumen a partir de 4 subvolúmenes obtenidos durante cuatro ciclos cardíacos. Tomado de [12]

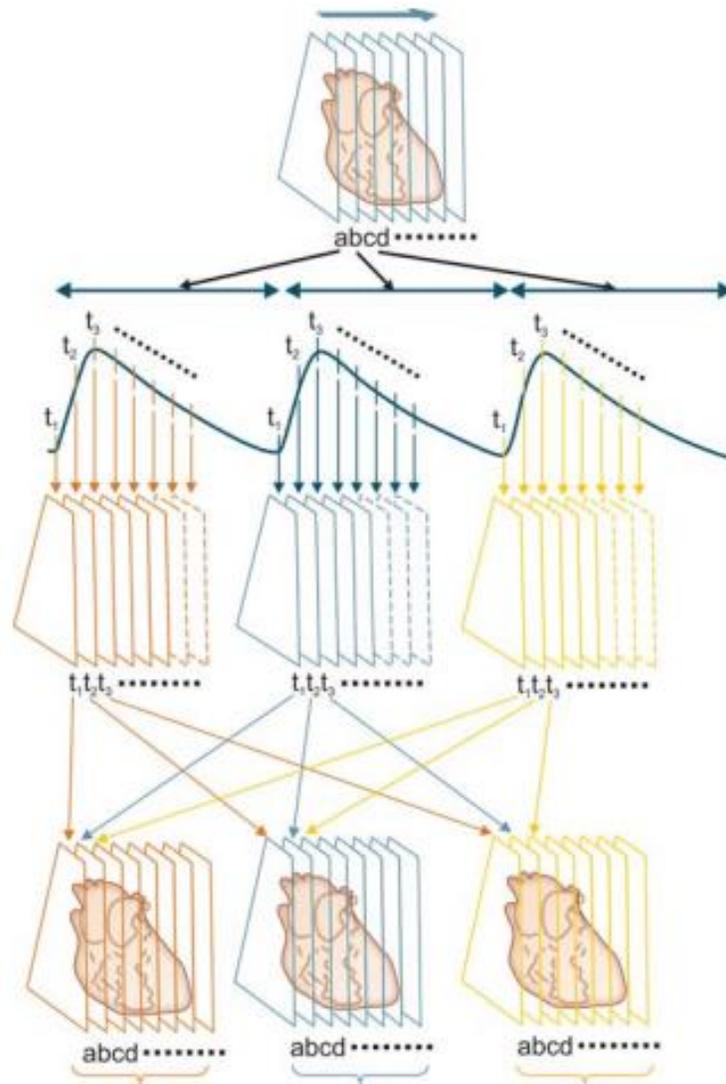


Figura 2. 19. Sincronización de las imágenes de acuerdo con la fase del ciclo cardíaco. Tomado de [32]

### 2.3.1.6 Modos de adquisición de datos para ecocardiografía 3D.

- Sector estrecho en tiempo real (*Real-Time 3D Mode- Narrow Sector*): Este modo permite obtener un volumen piramidal estrecho en tiempo real. [67] El tamaño del sector es insuficiente para visualizar la estructura entera. Sin embargo, proporciona una alta resolución espacial y temporal; permitiendo una visualización detallada de estructuras anatómicas. [67], [69]
- Sector amplio enfocado (*Focused Wide Sector- ZOOM*): Este modo permite la visualización enfocada y ampliada de estructuras cardiacas. [67], [69] Se debe tomar en cuenta que ampliar demasiado la región de interés hará que disminuya la resolución espacial y temporal. [67]

- Volumen Completo (*Full Volume*): Tiene el sector de adquisición más grande posible. Cuenta con una buena resolución espacial y temporal, lo que permite obtener diagnósticos detallados de patologías complejas. Esta modalidad también permite recortarse o seccionarse en planos múltiples, teniendo la posibilidad de remover tejidos para identificar componentes estructurales deseados. [67]
- Volumen completo con Doppler de flujo a color: De la misma forma que la ecocardiografía 2D, esta modalidad superpone información del flujo sanguíneo sobre la morfología 3D. Se puede realizar en tiempo real o en múltiples latidos. [67] El tamaño y la localización de los volúmenes Doppler 3D deben ser cuidadosamente definidos según la región del flujo sanguíneo que se analizará. [67], [69]

### 2.3.2 Reconstrucción

Tiene como objetivo integrar las imágenes 2D colectadas en una red volumétrica predefinida, esto lo hace el equipo de ecografía en tiempo real. [61] Es esencial sincronizar las imágenes con su orientación y posición relativa, si se trata de una reconstrucción en tiempo real, se requiere una sincronización temporal. [70] Los procesos de reconstrucción de las imágenes involucran procesos de interpolación y el filtrado de los datos. Estos últimos tienen como fin el mejorar y preservar la calidad de la imagen 2D, eliminar el ruido y preservar los bordes de las estructuras. [32], [70]

Posterior a los procesos de filtrado, son implementados algoritmos para la obtención de datos 3D con la información espacial adquirida con los sistemas de seguimiento. [61], [70] Para la reconstrucción en tiempo real de la representación de los vóxeles (equivalente tridimensional del píxel) se han propuesto diferentes algoritmos. Estos algoritmos se pueden clasificar en 3:

- Métodos basados en píxeles (PBM): Recorre los píxeles de las imágenes 2D y atribuye un valor del píxel a uno o más vóxeles. [61] El método del píxel vecino más cercano (*píxel-nearest neighbor*, PNN) es un ejemplo de estos métodos. Este método consta de dos etapas: el llenado de cubos (*bin-filling*) y el llenado de huecos (*hole-filling*). [70], [71] El píxel se asigna al vóxel más cercano basado en la posición y orientación de las imágenes 2D. Si varios píxeles se asignan a un solo vóxel, el valor de estos píxeles se promediará. [70] En la segunda etapa se identifican y llenan los vóxeles vacíos, generalmente usando el promedio, el máximo, el mínimo o la mediana de los vóxeles vecinos. [70], [71]

- Métodos basados en vóxeles (VBM): En estos métodos cada voxel en una estructura volumétrica predefinida se analiza y se le asigna un valor dependiendo de uno o más píxeles de los cortes 2D. [61] A diferencia de los métodos basados en píxeles donde estos se toman en cuenta a los píxeles para la asignación de su valor a un voxel, en este método, a partir de un voxel se toman en consideración a los píxeles circundantes para poder darle un valor al voxel. Los métodos más comunes son el voxel vecino más cercano (*voxel-nearest neighbor*, VNN) o ponderación por distancia (*distance-weighted*, DW). El primer método examina cada voxel del volumen y selecciona el valor del píxel más cercano de los conjuntos de imágenes 2D y lo asigna al voxel. [61], [70] Este método conserva los patrones de textura, sin embargo, puede generar artefactos muy grandes de reconstrucción. [70] Para el método DW también se recorre cada voxel del volumen; posteriormente, los píxeles circundantes se ponderan por las distancias inversas entre los píxeles y el voxel. Finalmente, se coloca el valor promedio de los píxeles ponderados en el voxel. [70], [72] Este método suprime el ruido de moteado, pero también suaviza el volumen 3D reconstruido, causando pérdida de información. [70]
- Métodos basados en funciones (FBM): Este método introduce una interpolación funcional para la reconstrucción 3D. Se escoge una función particular, como una función polinomial que utiliza los valores de los píxeles y su posición relativa para determinar los coeficientes de la función. Después de evaluar la función se producen los vóxeles. [61], [70] La función de base radial (*radial basis function*, RBF) utiliza una función de estimación para obtener una spline que pase a través de los píxeles que forman estructuras en las imágenes 2D. La evaluación de la spline dará como resultado el voxel. Los FBM tienen la capacidad de crear imágenes 3D de alta calidad; sin embargo, requiere mucha capacidad computacional. [70]

### 2.3.3 Visualización

Es representar la matriz de vóxeles construida de cierta manera, como un corte, una superficie o un volumen renderizados. [61] Los métodos que comúnmente se usan para la visualización volumétrica son la reconstrucción en secciones, renderizado de superficies y renderizado de volumen. [12], [32], [70]

- Reconstrucción en secciones: Una imagen seccional se obtiene cortando un conjunto de datos 3D. Se puede seleccionar y desplegar una sección arbitraria rotando y trasladándose a través de los datos 3D. [12], [32] Generalmente se despliegan 3 secciones ortogonales en la pantalla de forma simultánea: plano

transverso, coronal y sagital. Estos planos permiten una mejor comprensión de la posición y orientación de cada sección en el espacio 3D. [32], [62], [70], [73]

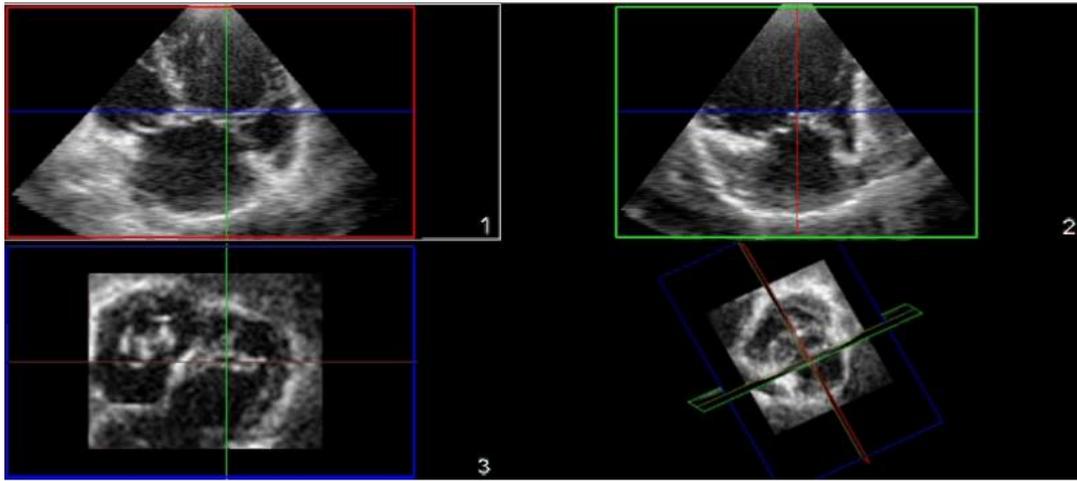


Figura 2. 20. Despliegue de 3 planos ortogonales de ecocardiografía: 1. Plano coronal: vista cuatro cámaras. 2. Plano sagital: vista vertical del corazón. 3. Plano transverso: vista en eje corto.

- **Renderizado de volumen:** Implica técnicas en las que se simula el cambio de luz cuando se atraviesan los datos volumétricos 3D y se proyecta en una imagen de salida para que el operador pueda tener la sensación visual de volumen. [12], [70], [74] El principio de absorción de la luz es implementado en esta técnica para que cada vóxel tenga atributos como brillo, transparencia y color. [32], [62], [70] Este método permite distinguir de forma satisfactoria entre tejidos y fluidos. Sin embargo, requiere mucho procesamiento computacional y no es adecuado para ver detalles de tejidos blandos. [70]

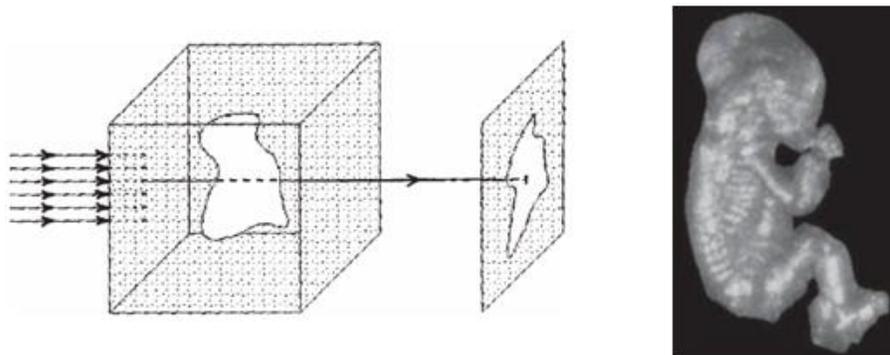


Figura 2. 21. Método de renderizado de volumen, donde los rayos que pasan por cada vóxel producen efectos como transparencia y máxima intensidad de proyección de ciertos objetos. Tomado de [70]

- Renderizado de superficies: Con este método se obtiene una imagen de superficie 3D. Un conjunto de datos pequeños 3D se extrae de los datos 3D originales para eliminar partes innecesarias. [32] El objeto extraído es convertido en un conjunto de triángulos y polígonos proyectados en un plano 2D. [32], [70] La superficie necesita del sombreado para poder ser modelada, permitiendo que la imagen 3D pueda ser más realista. [12], [32] El método de renderizado de superficie puede ser clasificado en renderizado de superficies directo e indirecto. El renderizado de superficies directo es un caso especial de los métodos de renderizado de volumen; la superficie es renderizada directamente del volumen sin representaciones geométricas, utilizando umbrales o etiquetas de objeto (identificar y delimitar los objetos de interés en una imagen) para definir un rango de intensidad de los vóxeles. En el renderizado de superficies indirecto se requiere que los contornos de estructuras relevantes sean primero identificados a través de la segmentación. [70], [73] Como ejemplos de renderizado de superficies indirecto se tiene el filtrado de contornos y el “*Marching cubes*”. El filtrado de contornos es un método que decide cómo serán conectados los contornos de dos secciones adyacentes, donde los vértices de los contornos asignados deberán ser conectados para formar una malla triangular. [70], [75]

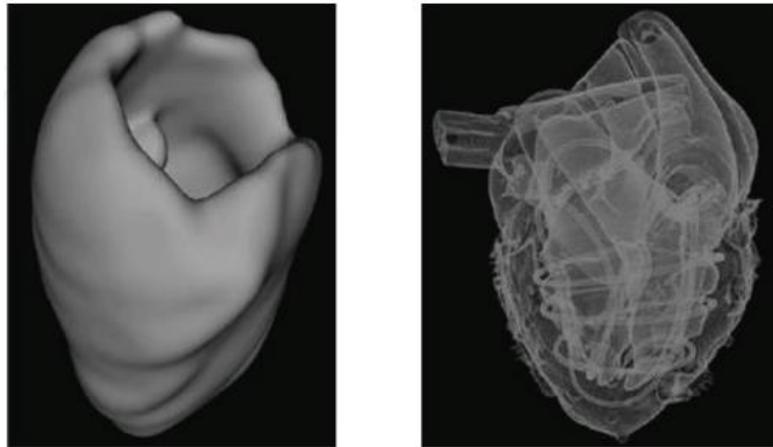


Figura 2. 22. Renderizado indirecto de superficie (izquierda) y renderizado directo de superficie (derecha). Tomado de [70]

El algoritmo *Marching cubes* despliega renderizados de superficies de alta calidad al dividir la información 3D en muchos vóxeles, que forman un arreglo de vóxeles. Cada cubo está formado por 8 esquinas, que representan el valor del vóxel de los datos volumétricos. [70], [76] El algoritmo genera una superficie representada por triángulos, llamada isosuperficie, cuyos vértices están en las aristas de las celdas que son procesadas. Cada arista de la celda puede tener

una intersección con la isosuperficie. [76], [77] Las intersecciones se dan porque a cada vértice del cubo se le asigna un valor binario; un valor de 1 significa que el vértice está fuera de la superficie, caso contrario, con un valor de 0 el vértice está dentro de la superficie. Hay  $2^8 = 256$  casos posibles que determinan cómo se interseca la superficie con el cubo de vóxeles. [70], [76], [77] Este algoritmo tiene un mayor nivel de detalle que el filtrado de contornos, sin embargo, el filtrado de contornos tiene mejor velocidad computacional. [70]

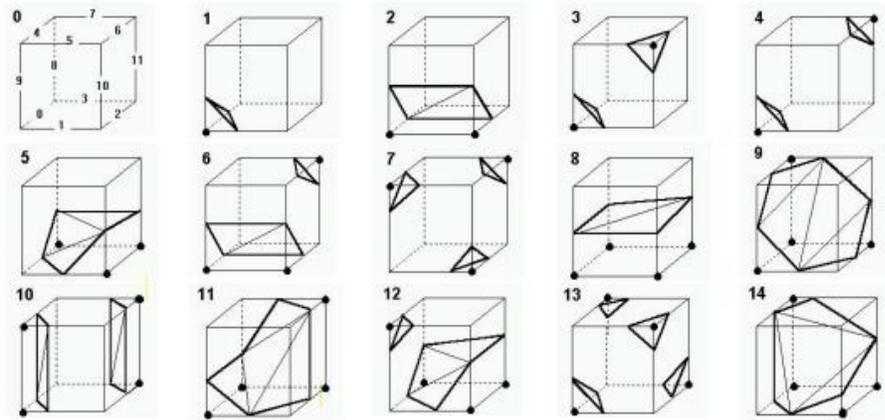


Figura 2. 23. Configuraciones de las intersecciones de la superficie con el cubo de vóxeles. Las 256 configuraciones se reducen a 15 debido a que muchos de ellos son el inverso o la simetría de unos con otros. Tomado de [77]

### 2.3.4 Artefactos de la ecografía tridimensional

La ecografía tridimensional está sujeta al mismo tipo de artefactos antes mencionados en las imágenes bidimensionales, del mismo modo, los mecanismos de formación de estos artefactos son similares. [57], [78], [79]

- Artefactos de desvanecimiento (*Dropout*): Los artefactos dropout tienen la apariencia de hoyos u objetos defectuosos que no existen debido a un eco débil. [57], [79] Estos artefactos son resultado de la pérdida de información debido a la anisotropía; los pulsos que impactan en una interfaz a  $90^\circ$  serán completamente reflejados por el transductor. En el caso de una incidencia oblicua, el eco será reflejado lejos del transductor y no será detectado ni incluido en la imagen. [57]

La mayoría de los artefactos dropout tienen lugar en el septum interauricular y en las válvulas aórticas, por lo que este defecto puede ser confundido por defectos interauriculares y perforaciones en las valvas. [79] Se puede aumentar

la ganancia para reducir los artefactos dropout sacrificando nitidez y pudiendo tener más ruido sanguíneo que oscurece las estructuras cardíacas. [57], [79]

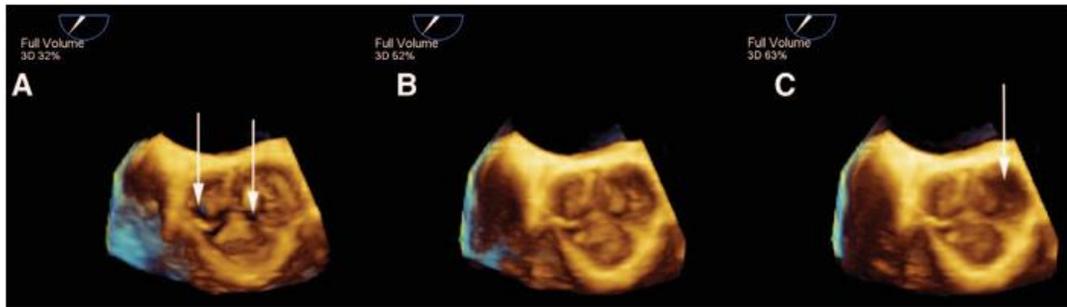


Figura 2. 24. En la imagen A se tiene un artefacto dropout señalado por las flechas blancas. En este caso el artefacto puede ser confundido por perforaciones en la válvula aórtica. En las siguientes imágenes (B y C) se ven el impacto de ir aumentando la ganancia, sin embargo, se observa una disminución de la resolución espacial. Tomado de [57]

- Artefactos *Railroad*: Los artefactos *railroad* tienen la característica de parecer vías de ferrocarril. Son producidos por catéteres largos con un lumen amplio, similares a los utilizados en la cardiología intervencionista. [57], [79] El haz ultrasónico intersecta dos superficies perpendicularmente, produciendo reflexiones especulares, mientras que al chocar de forma tangencial con otras dos superficies se producen ecos dispersos que no son relevantes para la reconstrucción de la imagen. Debido a esto, en la imagen, el catéter pareciera estar formado por dos líneas paralelas similares a las vías de un ferrocarril. [79]

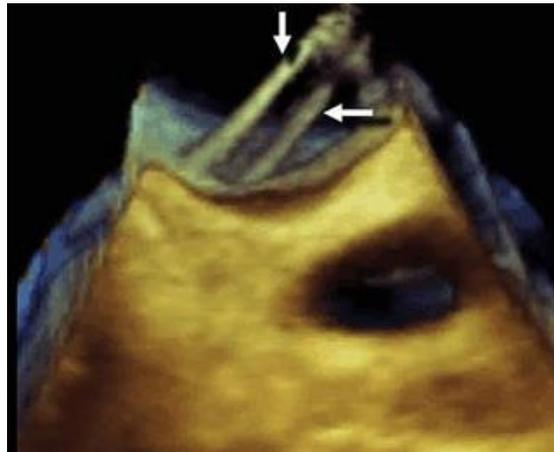


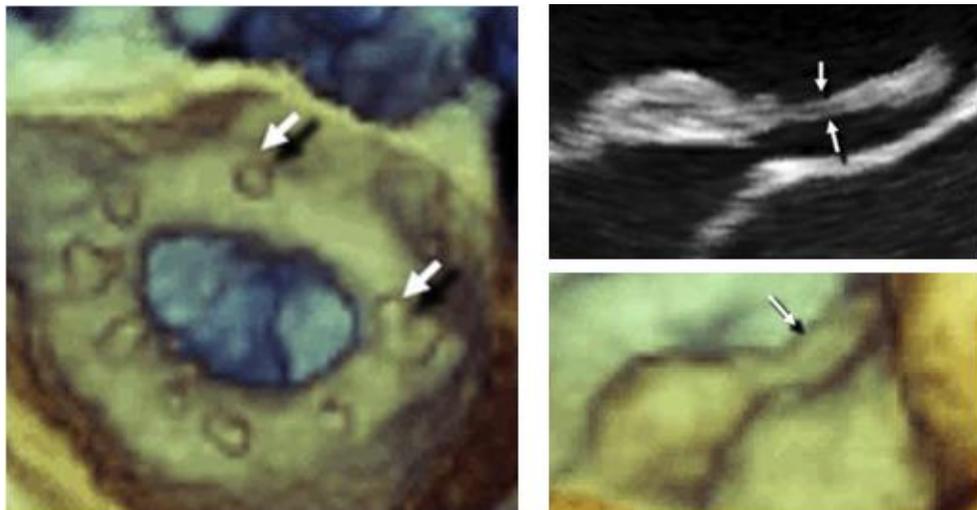
Figura 2. 25. Imagen de una ecocardiografía transesofágica tridimensional de un catéter cruzando el septum interauricular. Las flechas señalan el artefacto railroad. Tomado de [79]

Para minimizar este artefacto, se recomienda obtener una perspectiva más favorable (poner la superficie perpendicular al haz) y fusionar los límites o

bordes de la imagen para fusionarlos o suavizarlos, con esto se podría obtener imagen del catéter más cercana a la realidad. [79]

- Artefactos de Desenfoque (*Blurring*): Este tipo de artefactos es similar al antes mencionado artefacto de ancho de haz, encontrado en imágenes bidimensionales; causan desenfoque en los bordes laterales de objetos nítidos. [57] Con estos artefactos las estructuras delgadas pueden parecer más gruesas de lo que en realidad son, y también si se les compara con imágenes bidimensionales. [57], [79] Generalmente, la resolución en elevación o azimut es la responsable de estos defectos, que no se puede ajustar como la resolución axial y lateral. [57] Al tratarse de tres resoluciones diferentes, se producen vóxeles anisotrópicos, es decir, la resolución no es uniforme en las diferentes direcciones del espacio. [79]

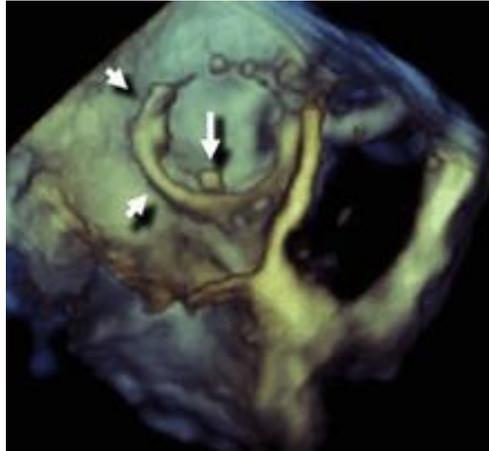
En la regurgitación mitral degenerativa, por ejemplo, las cuerdas rotas pueden verse más gruesas de lo que en realidad son, o dos cuerdas rotas adyacentes pueden parecer una sola muy gruesa. Estos artefactos podrían minimizarse reduciendo la ganancia. [79]



*Figura 2. 26. Se observa en la izquierda una imagen de una ecocardiografía transesofágica tridimensional de un anillo prostético. Las puntadas que están señaladas con flechas blancas se visualizan más gruesas de lo que realmente son. Del lado derecho se muestra la imagen (superior) de una valva con rotura de cuerdas tendinosas, donde la resolución de la imagen es suficiente para observar dos cuerdas, indicadas por las flechas. En el mismo caso con una imagen tridimensional (inferior), las dos cuerdas se muestran como una sola cuerda gruesa.*

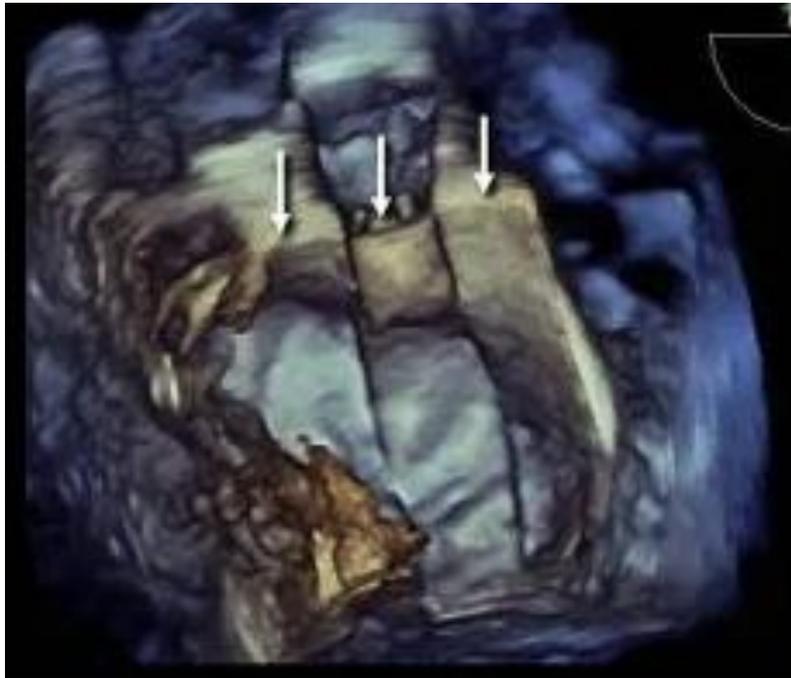
*Tomado de [79]*

- Artefactos *Blooming*: Este tipo de artefactos se da específicamente cuando el haz de ultrasonido se intersecta con estructuras metálicas, en la imagen se produce una difuminación o engrosamiento más allá de los bordes de los del dispositivo metálico. [57], [79] Este artefacto se puede dar en procedimientos con catéteres que involucran el uso de cables guía. [79]



*Figura 2. 27. Imagen de una ecocardiografía transesofágica tridimensional de un cable guía moviéndose a través de la aurícula izquierda. Dependiendo de la incidencia del haz de ultrasonido en la guía se producirán zonas con diferente grosor. Tomado de [79]*

- Artefactos de sutura (*Stitching*): Como se mencionó anteriormente, en la adquisición de datos volumétricos de la ecocardiografía 3D se capturan subvolumenes a lo largo de ciclos cardiacos secuenciales para obtener un volumen completo. Los artefactos de sutura se deben a la yuxtaposición incorrecta en la interfaz de los subvolumenes, y son mostrados como líneas de falla en la imagen. [79] Esto se debe a que la posición de los subvolumenes puede variar entre los latidos, debido a movimientos respiratorios del paciente, ritmo cardiaco irregular, o movimientos del transductor o del propio paciente. Para evitar este artefacto, se recomienda que el paciente esté muy quieto, que aguante la respiración mientras se hace el escaneo y que el operador mantenga estable el transductor durante la adquisición. [57], [78], [79]

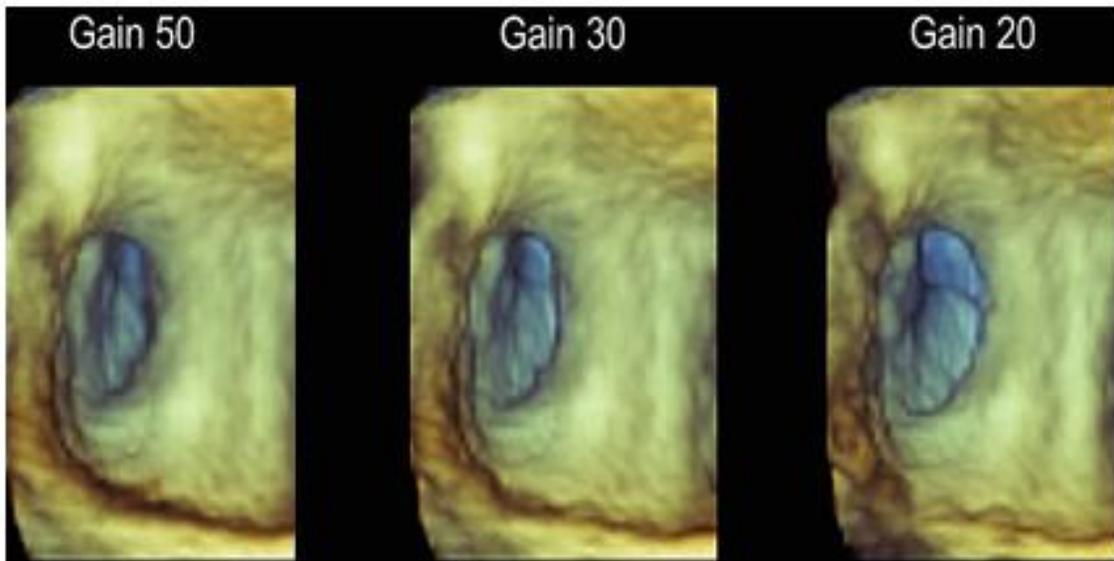


*Figura 2. 28. Imagen una ecocardiografía transesofágica tridimensional en el modo volumen completo con artefactos de sutura (flechas blancas), debido a los movimientos de respiración del paciente. Tomado de [79]*

### 2.3.5 Optimización de la ganancia

La ganancia es un factor muy importante para la visualización óptima de las estructuras. Para cualquier estructura, el ajuste adecuado de la ganancia parece depender de su profundidad, tamaño, grosor y locación. Incluso puede haber estructuras contiguas que necesiten ajustes de ganancia diferentes. Se podría decir que la ganancia óptima es aquella que hace desaparecer o minimiza lo más posible los ruidos estáticos mientras se conserva la estructura anatómica completa. [79] Es muy importante destacar que la variación de la ganancia puede producir un cambio en el tamaño de las estructuras.

Con una ganancia muy alta las estructuras estarán cubiertas de ruido, por lo que habrá una pérdida en la resolución, y la percepción de la profundidad se verá afectada. Con una ganancia muy baja algunas estructuras o parte de estas desaparecerán. Además, podría crear artefactos *dropout*. [67], [79]



*Figura 2. 29. Imagen de una ecocardiografía transesofágica 3D que muestra el orificio del apéndice auricular izquierdo. Se observan diferentes valores de ganancia sin que se tenga ruido estático o pérdidas visibles de la estructura anatómica. Sin embargo, se observa un incremento en el tamaño del orificio conforme se disminuye la ganancia. Tomado de [79]*

## Capítulo 3 Cardiopatías Congénitas

En México se estima que se presentan entre 18,000 y 20,000 nuevos casos de cardiopatías congénitas por año. [80] Datos globales indican una incidencia de 4 a 5 por cada 1000 recién nacidos. [81] Mientras que en México se estima una prevalencia de 8 a 10 por cada 1000 nacimientos. [80]

En 2022, según datos del INEGI, en México, la segunda causa de muerte en niños menores de un año son las malformaciones congénitas, deformidades y anomalías cromosómicas. De un total de 4,131 muertes por malformaciones congénitas, 2,395 (57.9%) corresponden a malformaciones congénitas del sistema circulatorio. Para niños de 1 a 4 años, las malformaciones congénitas representan la principal causa de muerte, con 791 decesos (No se dispone de datos específicos sobre el número de decesos de malformaciones congénitas del sistema circulatorio). Se registraron 7,392 defunciones de malformaciones congénitas en total, para todos los grupos de edad, de los cuales 3,951 (53.5%) fueron malformaciones congénitas del sistema circulatorio. [82]

Las cardiopatías congénitas son las malformaciones congénitas más frecuentes a nivel global. [83], [84] *Mitchell et al.* [85] definió a las cardiopatías congénitas como *una anomalía estructural evidente del corazón o de los grandes vasos intratorácicos con una repercusión potencial.*

Las cardiopatías se expresan por lo general en etapas tempranas de la vida fetal y posnatal. [84] Se desconocen las causas de un gran número de casos, pero se pueden identificar varios factores de riesgo para el desarrollo de cardiopatías congénitas, como son: alcoholismo, tabaquismo, drogadicción, malnutrición, diabetes, edad paterna avanzada, edad materna avanzada, edad materna temprana, cromosomopatías, enfermedades infecciosas durante el primer trimestre del embarazo (rubéola, sarampión, influenza, toxoplasmosis). [84], [86]

Se suelen dividir en cardiopatías congénitas cianóticas o cianógenas, y cardiopatías congénitas no cianóticas o acianógenas. En el caso de las cianógenas, la sangre tiene un cortocircuito desde las cavidades cardíacas derechas hacia las izquierdas. Esto resulta en el flujo de sangre no oxigenada a los tejidos, dando a los pacientes una coloración azulada (cianosis). Las acianógenas no interfieren con la cantidad de oxígeno que llega a los tejidos; la sangre oxigenada sufre un cortocircuito desde las cavidades cardíacas izquierdas hacia las derechas, por lo que no se mezcla sangre no oxigenada. [87] Las cardiopatías pueden alterar el flujo sanguíneo pulmonar, obstruyéndolo o incluso aumentándolo, por consiguiente, también puede ser un

indicador para su clasificación. [88] Márquez *et al.* [80] las clasificaron de la siguiente manera las cardiopatías congénitas más comunes:

Acianógenas de flujo pulmonar normal:

- Coartación de la aorta (CoA).
- Estenosis subvalvular, valvular o supravalvular aórtica congénita.
- Interrupción del arco aórtico.
- Estenosis subvalvular, valvular o supravalvular pulmonar.

Acianógenas de flujo pulmonar incrementado:

- Comunicación Interauricular (CIA).
- Comunicación Interventricular (CIV).
- Persistencia del conducto arterioso (PCA).
- Conexión anómala total o parcial de venas pulmonares.
- Ventana aortopulmonar.

Cianógenas de flujo pulmonar disminuido:

- Tetralogía de Fallot.
- Atresia pulmonar con CIV.
- Atresia pulmonar sin CIV.
- Anomalía de Ebstein.
- Atresia tricuspídea.

Cianógenas de flujo pulmonar incrementado:

- Transposición de los grandes vasos.
- Canal auriculoventricular.
- Tronco común.
- Doble vía de salida del ventrículo derecho.

El tipo más común de cardiopatías congénitas son las comunicaciones interventriculares en la población pediátrica. A medida que la población envejece, las CIV ocupan el segundo lugar. [8], [81], [89], [90] Las comunicaciones interventriculares y las comunicaciones interauriculares representan el 30% de las cardiopatías congénitas. [8] Estos defectos pueden ocurrir como lesiones aisladas o acompañados de otras cardiopatías. En un estudio de Márquez *et al.* [80], donde se analizó la frecuencia de las cardiopatías congénitas en un hospital de tercer nivel del IMSS, se obtiene el porcentaje de las cardiopatías congénitas, de las cuales, las CIV y CIA son las más frecuentes.

Cardiopatía	< 2 años		2.1-6 años		6.1-10 años		10-17 años		> 17.1 años		Total	
	Número	Porcentaje	Número	Porcentaje	Número	Porcentaje	Número	Porcentaje	Número	Porcentaje	Número	Porcentaje
Anomalia de Ebstein	20	4.47	7	0.91	25	3.37	30	4.73	77	8.62	159	4.57
Atresia pulmonar con CIV	71	15.88	99	12.89	20	2.70	17	2.68	0	0.00	207	5.94
Atresia pulmonar sin CIV	70	15.66	80	10.42	10	1.35	0	0.00	0	0.00	160	4.59
Atresia tricuspídea	42	9.40	12	1.56	0	0.00	0	0.00	0	0.00	54	1.55
Canal auriculoventricular	20	4.47	15	1.95	11	1.48	8	1.26	0	0.00	54	1.55
Coartación aórtica	23	5.15	49	6.38	85	11.47	101	15.93	99	11.09	357	10.25
Comunicación interauricular	11	2.46	115	14.97	157	21.19	143	22.56	427	47.82	853	24.49
Comunicación interventricular	17	3.80	108	14.06	141	19.03	89	14.04	77	8.62	432	12.40
Conexión anómala de venas pulmonares	15	3.36	4	0.52	3	0.40	3	0.47	8	0.90	33	0.95
Doble discordancia	1	0.22	1	0.13	3	0.40	15	2.37	19	2.13	39	1.12
Doble vía de salida del VD	17	3.80	18	2.34	18	2.43	11	1.74	8	0.90	72	2.07
Estenosis aórtica con aorta bivalva	5	1.12	19	2.47	32	4.32	36	5.68	29	3.25	121	3.47
Estenosis mitral	1	0.22	6	0.78	2	0.27	1	0.16	3	0.34	13	0.37
Estenosis pulmonar	2	0.45	36	4.69	28	3.78	32	5.05	22	2.46	120	3.45
Estenosis ramas pulmonares	0	0.00	2	0.26	1	0.13	0	0.00	0	0.00	3	0.09
Estenosis supra valvular aórtica	0	0.00	1	0.13	3	0.40	6	0.95	2	0.22	12	0.34
Estenosis subvalvular aórtica	2	0.45	5	0.65	7	0.94	12	1.89	12	1.34	38	1.09
Miocardiopatía hipertrófica	2	0.45	3	0.39	10	1.35	9	1.42	12	1.34	36	1.03
Persistencia del conducto arterioso	20	4.47	96	12.50	97	13.09	56	8.83	58	6.49	327	9.39
Tetralogía de Fallot	68	15.21	81	10.55	79	10.66	50	7.89	32	3.58	310	8.90
Transposición de grandes arterias	35	7.83	0	0.00	0	0.00	0	0.00	0	0.00	35	1.00
Tronco común	2	0.45	5	0.65	1	0.13	2	0.32	0	0.00	10	0.29
Ventana aortopulmonar	2	0.45	0	0.00	0	0.00	0	0.00	0	0.00	2	0.06
Ventículo derecho hipoplásico	1	0.22	6	0.78	8	1.08	13	2.05	8	0.90	36	1.03
Total	447	100.00	768	100.00	741	100.00	634	100.00	893	100.00	3483	100.00

CIV: comunicación interventricular; VD: ventrículo derecho.

Figura 3. 1. Resultados de Márquez et al. donde se hace una comparación de la frecuencia de las cardiopatías congénitas y el grupo de edad. Tomado de [80]

### 3.1 Las comunicaciones interventriculares

Las comunicaciones interventriculares se constituyen cuando falta parte del tabique que separa a los ventrículos. [91], [92], [93], [94] Estos defectos tienen su origen por una falla en el crecimiento de los tejidos embrionarios que forman el tabique interventricular. [92], [93], [95] Las comunicaciones interventriculares se pueden ubicar en cualquier parte del tabique ventricular. [93]

Es importante tener conocimiento de la morfología del defecto, ya que mantiene relaciones de vecindad con las válvulas auriculoventriculares, sigmoideas y el sistema de conducción; estructuras que se deben tomar en cuenta durante el tratamiento de las comunicaciones. [93]

#### 3.1.1 Tabique interventricular

Es una estructura anatómica que separa los ventrículos derecho e izquierdo del corazón; su presencia es fundamental para una función normal de los ventrículos. [92] Tiene un componente membranoso y uno muscular. El componente muscular se divide en tres partes, según criterios topográficos y estructurales: [91], [93]

- Entrada: Se extiende desde el anillo de la válvula tricúspide hasta la inserción de los músculos papilares en la pared ventricular.
- Trabecular: Se divide en anterior, posterior, media y apical.

- Región posterior: Ubicada en donde se insertan las cuerdas tendinosas de la válvula tricúspide.
  - Región anterior: Ubicada por delante de la banda septal muscular.
  - Región media: Ubicada por arriba de la banda moderadora y por debajo de la banda septal.
  - Región apical: Ubicada por debajo de la banda moderadora.
- Salida (infundibular): Esta porción es alargada y se extiende desde la porción trabecular del ventrículo derecho hasta la válvula pulmonar.

El componente membranoso del tabique es una estructura músculo-fibrosa, ubicada entre las porciones de entrada y salida del componente muscular, debajo de las valvas derecha y no coronaria de la válvula aórtica, junto a la valva septal de la válvula tricúspide y la válvula mitral. [91]

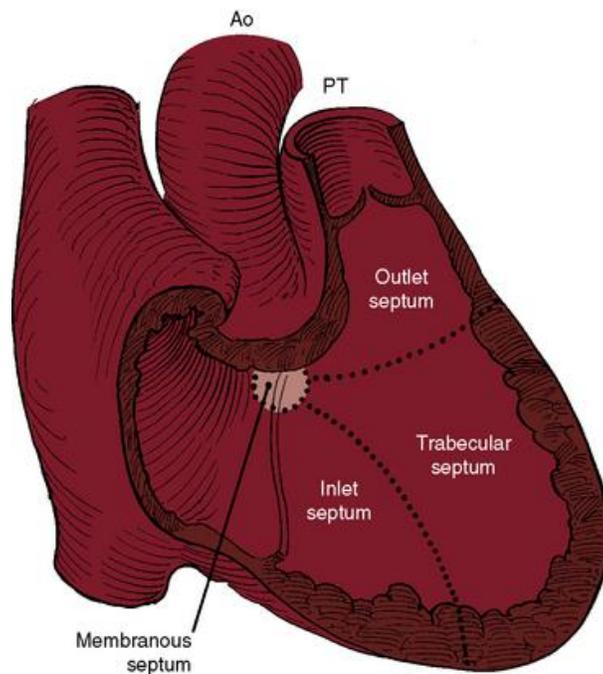


Figura 3. 2. Tabique ventricular visto por el ventrículo derecho. Muestra la zona perimembranosa, la entrada, la parte trabecular y la salida. Modificado de [95]

### 3.1.2 Clasificación de las comunicaciones interventriculares

La International Society for Nomenclature of Paediatric and Congenital Heart Disease (ISNPCHD) propuso en 2018 a la Organización Mundial de la Salud una clasificación basada en la topografía del defecto y el estudio de sus bordes, que pueden ser musculares, fibromusculares y valvulares, así como en la relación con el tejido especializado de conducción. [91], [94] La clasificación de las CIVs ha sido objeto de debates, esta clasificación incluye defectos acompañados de otras cardiopatías:

Tabla 3.1. Clasificación de las CIV según la ISNPCHD:	
1.	Perimembranosa central.
2.	De entrada, sin una unión AV común. <ul style="list-style-type: none"> <li>a. Perimembranosa de entrada sin desalineación septal AV.</li> <li>b. Perimembranosa de entrada con desalineación septal AV.</li> <li>c. Muscular.</li> </ul>
3.	Muscular trabecular. <ul style="list-style-type: none"> <li>a. Medio septal.</li> <li>b. Apical.</li> <li>c. Posteroinferior.</li> <li>d. Anterosuperior.</li> </ul>

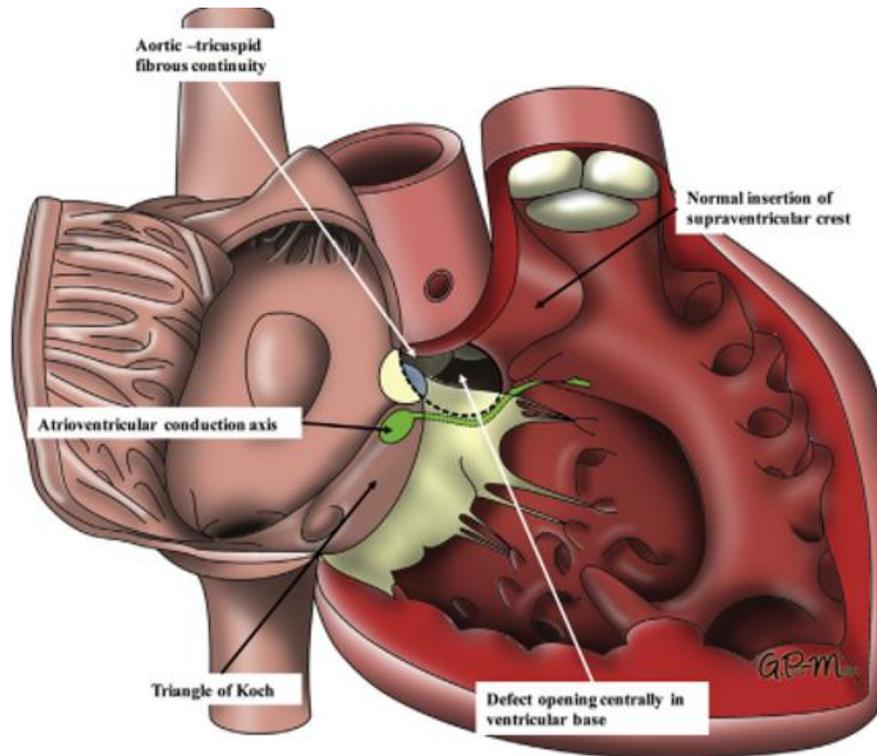
e. Múltiple “swiss-chesse”.
<p>4. De salida</p> <p>a. De salida sin desalineación.</p> <p>i. Muscular de salida sin desalineación.</p> <p>ii. Doblemente comprometida yuxtarterial sin desalineación.</p> <p>1. Con borde muscular posteroinferior.</p> <p>2. Con borde fibroso posteroinferior (extensión perimembranosa).</p> <p>b. De salida con desviación del septum infundibular anterior.</p> <p>i. Muscular con desviación del septum infundibular anterior.</p> <p>ii. Perimembranosa con desviación del septum infundibular anterior.</p> <p>iii. Doblemente comprometida yuxtarterial con desviación del septum infundibular anterior.</p> <p>1. Doblemente comprometida yuxtarterial con desviación del septum infundibular anterior y borde muscular posteroinferior.</p> <p>2. Doblemente comprometida yuxtarterial con desviación del septum infundibular anterior con borde fibroso posteroinferior.</p> <p>c. De salida con desviación del septum infundibular posterior</p> <p>i. Muscular con desviación del septum infundibular posterior.</p> <p>ii. Perimembranosa con desviación del septum infundibular posterior.</p> <p>iii. Doblemente comprometida yuxtarterial con desviación del septum infundibular posterior.</p> <p>1. Doblemente comprometida yuxtarterial con desviación del septum infundibular posterior y borde muscular posteroinferior.</p> <p>2. Doblemente comprometida yuxtarterial con desviación del septum infundibular posterior y borde fibroso posteroinferior.</p>

### 3.1.2.1 *Comunicación perimembranosa central*

Son el tipo de defectos más frecuentes, se da entre un 70% a 80% de los casos. [93], [94], [96] Se localizan en la base del corazón, específicamente en el componente membranoso del tabique interventricular. [91], [94] La mayoría de los defectos pueden extenderse a una o más porciones del componente muscular. [94]

Este defecto condiciona una falta de soporte para la válvula aórtica y puede dar lugar al prolapso de la válvula dentro del ventrículo derecho, lo que contribuye a fenómenos hemodinámicos como el efecto Venturi y provoca insuficiencia aórtica. [91], [94] Existe una alta posibilidad de que los defectos de menor tamaño presenten un cierre espontáneo; esto se puede dar por el adosamiento de la valva septal de la tricúspide, provocando insuficiencia tricuspídea. El defecto, según su tamaño, puede permitir el acercamiento de la válvula tricúspide y aórtica; si llega a ser demasiado grande podría

incluso llevar a establecer una continuidad mitrotricuspeida. [91], [93] Otro aspecto que se debe tomar en cuenta es el sistema de conducción, que por lo general corre por el borde posteroinferior del defecto y puede resultar lesionado en un procedimiento quirúrgico. [91], [94]



*Figura 3. 3. Defecto perimembranoso central, ubicado por detrás de la valva septal de la tricúspide, debajo de las valvas derechas y valva no coronariana de la válvula aortica, y debajo del miembro posteroinferior de la banda septal. Se observa la vía de conducción en el borde posteroinferior (verde). Tomado de [94]*

### 3.1.2.2 Comunicación interventricular de entrada

Se encuentran en la región de entrada del componente muscular, por debajo del músculo papilar medial, cerca del miembro posteroinferior de la banda septal y de la comisura anteroseptal de la válvula tricúspide. [94] Podemos encontrar defectos que tienen solo bordes musculares y otros músculo-membranosos, adyacentes a los anillos valvulares del corazón. [91], [97] Una diferencia crucial es la localización del eje de conducción auriculoventricular, algo que se debe tomar en cuenta por los cirujanos para evitar un bloqueo cardíaco, por ejemplo. [97]

Los defectos músculos membranosos tienen un borde muscular formado por la porción de entrada del componente muscular, su techo tiene relación directa con la válvula tricúspide, el nodo auriculoventricular y el haz de His. [91], [94] Estos defectos pueden encontrarse con o sin desalineación del tabique; si se presenta una

desalineación se produce cierto grado de cabalgamiento de las cuerdas tendinosas de las válvulas auriculoventriculares, modificando la posición del nodo auriculoventricular. [91], [94], [97]

En los defectos musculares, su localización es similar a los defectos músculo membranosos, pero con bordes exclusivamente musculares, y el sistema de conducción discurre cerca pero no a lo largo del borde superior del defecto. Además, se les puede encontrar cubiertos por la valva septal de la tricúspide. [91], [94]

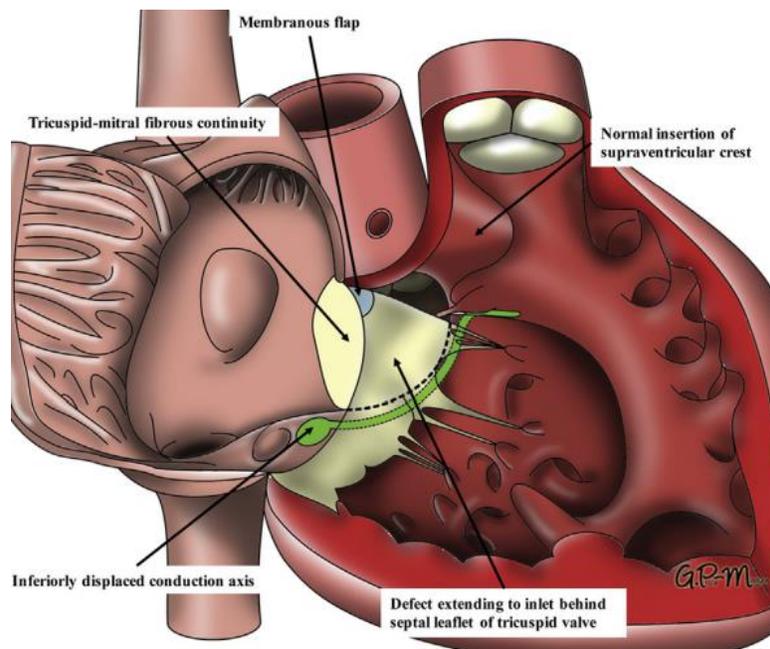


Figura 3. 4. Se observa un defecto perimembranoso de entrada con la vía de conducción que discurre a lo largo del borde posteroinferior (verde). Tomado de [94]

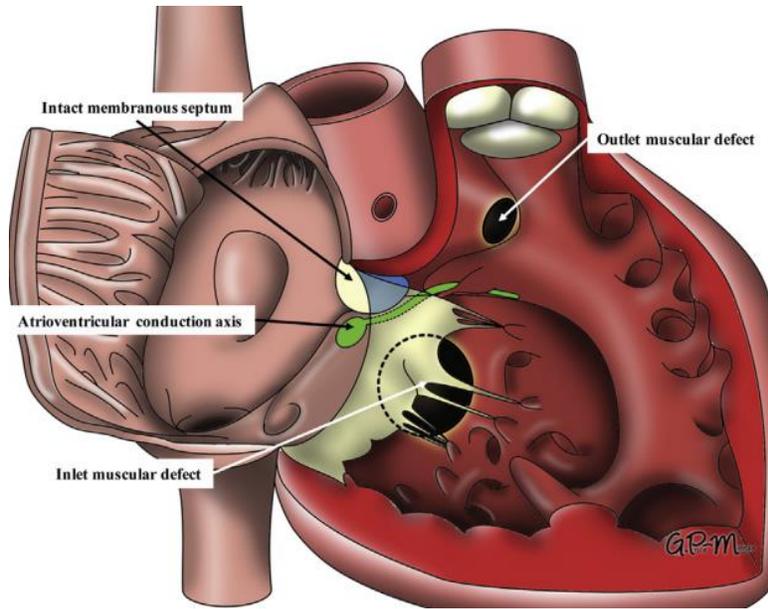


Figura 3. 5. Se tiene un defecto muscular de entrada, la vía de conducción atrioventricular está cerca pero no a lo largo del borde superior. Tomado de [94]

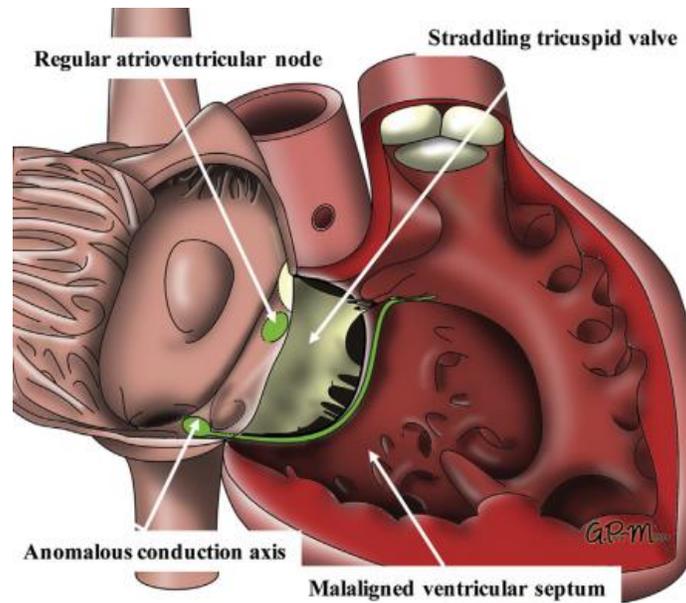


Figura 3. 6. Defecto perimembranoso de entrada con desalineación del tabique, la válvula tricúspide se extiende sobre el defecto y la vía de conducción discurre en el borde posteroinferior. Tomado de [94]

### 3.1.2.3 Comunicación interventricular muscular trabecular

Estos defectos tienen exclusivamente bordes musculares. [91], [93], [94] Localizados en varias regiones del tabique trabecular que sirve para clasificarlos: los anterioresuperiores están por delante de la banda septal, los defectos posteroinferiores están localizadas por debajo de la valva septal de la tricúspide, los medio septales posteriores a la banda septal, y las apicales, distales a la banda moderadora. [91], [94]

Algunos de estos defectos logran cerrarse de forma espontánea. También es frecuente que sean múltiples, dando el aspecto de queso suizo (*swiss-cheese*). [91], [93], [94], [96]

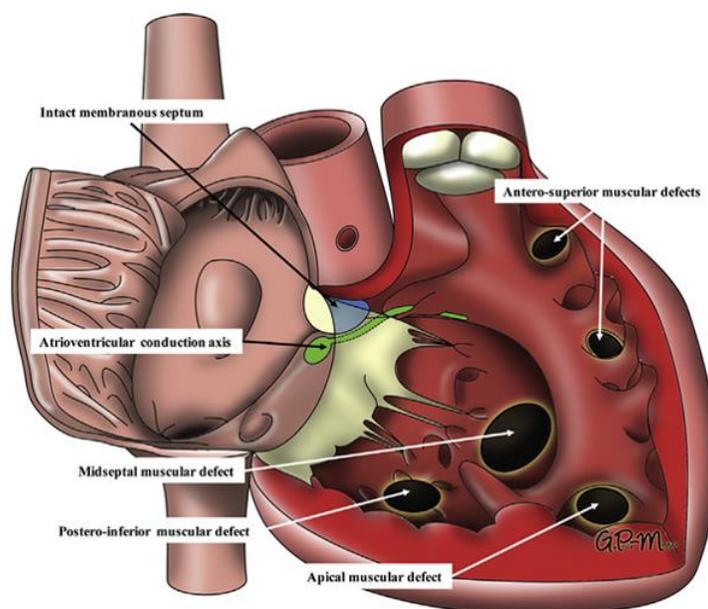


Figura 3. 7. Imagen de defectos musculares trabeculares. Se observan las diferentes subdivisiones de estos defectos: medio septal, apical, posteroinferior y anterosuperior. Tomado de [94]

### 3.1.2.4 Comunicación interventricular de salida

Están localizados en la región de salida (infundibular) del componente muscular, entre las dos ramas de la trabécula septomarginalis. Pueden ser defectos perimembranosos, musculares o yuxtarteriales, con bordes musculares o fibromusculares. [94] En estos tipos de defectos, el sistema de conducción corre a lo largo del borde posteroinferior. [91], [94]

En la comunicación yuxtarterial (infundibular subarterial) se puede presentar un prolapso de la valva coronariana derecha, y en menor medida de la no coronariana, provocado por la diferencia de presiones durante la diástole entre la aorta y el

infundíbulo pulmonar; esto puede podría generar insuficiencia aórtica. [91], [98] La insuficiencia aórtica se desarrolla en los defectos de mayor tamaño por la falta de apoyo de la sigmoidea aórtica. En los de menor tamaño, la insuficiencia es debida a los cambios hemodinámicos durante el ciclo cardiaco: en la sístole temprana, el anillo sin apoyo es desplazado hacia abajo, dentro del ventrículo derecho. Después, el flujo de sangre que está saliendo del ventrículo izquierdo empuja la valva sin apoyo hacia afuera, provocando un prolapso. En la diástole la presión intraaórtica hace que la válvula aórtica cierre. Sin embargo, resulta en insuficiencia debido a la falta de soporte; la valva sin soporte es empujada al tracto de salida del ventrículo izquierdo. [91], [94], [98]

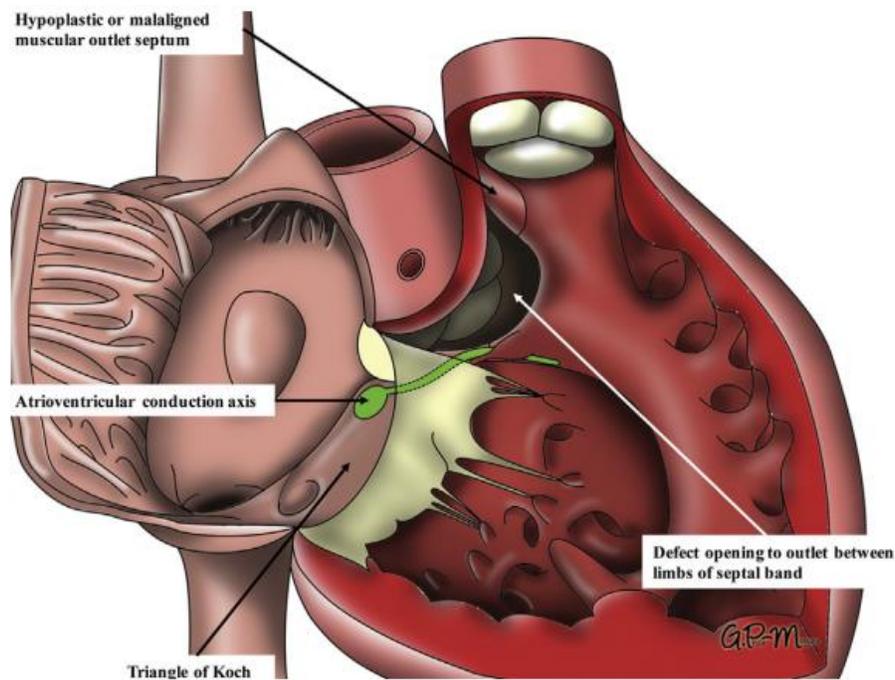


Figura 3. 8. Comunicación interventricular perimembranosa de salida (izquierda), que se extiende por el área continuidad fibrosa entre la válvula tricúspide y aórtica. Tomado de [94]

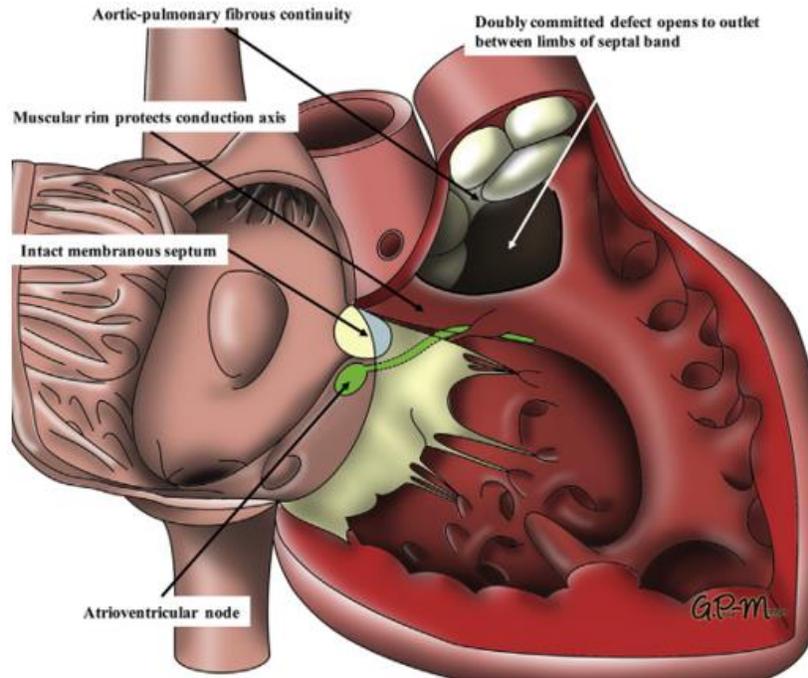


Figura 3. 9. Comunicación doblemente comprometida yuxtarterial. Tomado de [94]

### 3.2 Tratamiento de las comunicaciones interventriculares

Muchas de las comunicaciones interventriculares pequeñas se cerrarán naturalmente con el tiempo. En caso de que esto no ocurra, se recurre a cirugía a corazón abierto o un procedimiento de cierre percutáneo. [99]

Tradicionalmente, la cirugía a corazón abierto es el procedimiento más usado para la mayoría de estos defectos desde hace más de 50 años [100], en donde se utiliza un parche o sutura para cerrar el agujero. [99] El cierre percutáneo ha ganado popularidad como una alternativa a la cirugía, gracias a su tasa de éxito comparable a la cirugía y un bajo riesgo de complicaciones. [100] Este procedimiento implica la reparación de las comunicaciones mediante la inserción de un catéter en un vaso sanguíneo, para llevar un dispositivo hasta el corazón y cerrar el defecto. [99]

Se sigue prefiriendo la cirugía en pacientes con prolapso de la válvula aórtica o insuficiencia aórtica, en pacientes con menos de 6 kg, con lesiones adicionales que requieren intervención quirúrgica y para los defectos perimembranosos que se extienden hasta la entrada, para evitar el riesgo de obstrucción de válvula aórtica. [100]

Para la selección de un dispositivo en el caso de un cierre percutáneo, es crucial tomar en consideración la distancia del borde de la CIV con respecto a las válvulas semilunares, así como la ubicación, tamaño, morfología y ancho del defecto. [100]

### 3.3 Uso de la ecocardiografía 3D cardiopatías congénitas

Para el diagnóstico de las cardiopatías congénitas, la ecocardiografía se destaca como una de las técnicas de obtención de imagen más usada. *Vázquez et al.* [101] enfatizan que la complejidad anatómica y los sofisticados mecanismos de función de las estructuras cardiacas en pacientes con cardiopatías congénitas requieren que la ecocardiografía 3D, como método diagnóstico, pueda cubrir dos aspectos esenciales: la morfología y función.

Otras técnicas, como la MRI y la CT, son utilizadas para el diagnóstico. Sin embargo, estas tecnologías tienen sus limitaciones, como el uso de radiación ionizante y su accesibilidad. [3], [4], [86] Al igual que la ecocardiografía 2D y Doppler, que evolucionaron la imagen cardiaca fetal, la ecocardiografía 3D constituyó una auténtica revolución en el estudio y en el tratamiento de las cardiopatías congénitas. [86], [88], [91]

Anteriormente, se mencionó que las imágenes bidimensionales limitan la capacidad para cuantificar y visualizar la anatomía. En la ecocardiografía 2D, las imágenes se obtienen en un solo plano, por lo que se requiere la obtención de imágenes en diferentes planos. Los especialistas deben tener la habilidad para poder integrar las imágenes mentalmente en estructuras anatómicas, lo que es ineficiente, y puede conducir a un diagnóstico incorrecto. [61], [101], [102] Gracias a la ecocardiografía 3D, se pueden visualizar vistas no convencionales del corazón en sus tres dimensiones, como las vistas de superficie del septum interauricular e interventricular y la vista de superficie de las válvulas atrioventriculares desde las vistas del aurícula o ventrículo, definiendo detalles anatómicos adicionales a los obtenidos en las imágenes bidimensionales. [101]

La ecocardiografía 3D, en sus modalidades transtorácica y transesofágica, han permitido mostrar objetivamente la anatomía, su función y las relaciones entre las diferentes estructuras cardíacas que son muy complejas, como las válvulas auriculoventriculares, ventriculoarteriales y el septum. [91], [101] Por lo tanto, en cardiopatías congénitas, sobre todo en CIV, se recomienda su uso para casos complejos, ubicaciones inusuales o defectos múltiples. Esta técnica también es usada para la guía en procedimientos invasivos transcateterismo y de valoración intraoperatoria. [101]

Si bien la ETE puede llegar a ofrecer imágenes cardíacas superiores a la ETT, es importante destacar que la ETE es semi-invasiva y existe un riesgo menor de dañar la boca, el esófago y la garganta. [103] Está contraindicado en pacientes con obstrucción o estrechez esofágica, sangrado gástrico y control deficiente de las vías respiratorias.

[104] Adicionalmente, es importante mencionar que los transductores 3D para ETE se pueden usar en pacientes con más de 20 kg por las dimensiones del transductor [101], viéndose limitados aquellos usuarios que estén por debajo de este peso con cardiopatías congénitas.

## Capítulo 4 Impresión 3D

La manufactura aditiva, informalmente conocida como impresión 3D, es un proceso donde se crea un objeto sólido depositando un material en capas a partir de un diseño.

[1] Se pueden usar diversos materiales para crear estos objetos, como plásticos, metales, cerámicas, líquidos e incluso células vivas. [2]

Esta tecnología tuvo sus inicios con Charles Hull (1939-), quien en 1984 invento y acuñó el término estereolitografía (SLA), que es una técnica que utiliza un láser que cura secciones transversales de fotopolímeros (resinas activadas por luz) para convertirlos en sólidos capa por capa. Hull fundó la compañía 3D Systems, muy pronto desarrollaron el “*Stereolithography Apparatus*” en 1988, y la primera impresora 3D comercial la SLA-250. También crearon el formato STL (*Standard Triangle Language*) que interpreta archivos CAD (*computer-aided desing*) dando instrucciones a la impresora 3D [2], [105] En 1992 Scott Crump (1954-) en Stratasys patentó el modelado por deposición fundida (FDM), donde un cabezal de un extrusor calienta, funde y extruye un hilo de material plástico. [105], [106] Muchas compañías se han fundado a partir de estos años desarrollando e innovando tecnologías de impresión 3D.

### 4.1 Tipos de impresión 3D

Actualmente, existen diversos procesos de impresión, con diferentes velocidades, resoluciones de impresión y cientos de materiales. El tipo de impresora usada depende de los materiales que se quieran utilizar y el proceso para formar las capas que generan un modelo final. [2] Alguno de los procesos más usados son:

- Modelado por deposición fundida (FDM): Este tipo de proceso de impresión es el más común y una de los más accesibles al igual que los materiales que se pueden usar como el ABS (*acrylonitrile butadiene styrene*) o el PLA (*polylactic acid*). [107] Hilos de plástico calentado son extruidos por un cabezal, al moverse construye capas delgadas; este proceso se repetirá múltiples veces teniendo un control preciso de la cantidad y ubicación de cada deposición del material. Este material, al estar caliente, se fundirá con las capas inferiores. Gradualmente se formará un objeto sólido. [2], [105], [107]
- Estereolitografía (SLA): Con este proceso, una resina fotosensible líquida se encuentra dentro de la impresora, con un plato de impresión que se mueve hacia arriba y abajo dentro de la resina. La resina se solidificará cuando sea expuesta a una longitud de onda específica, que por lo general es un láser en el espectro UV. El proceso comienza con el plato de impresión cerca de la parte superior de la resina, y los láseres irán solidificando la resina en sitios

específicos. Este proceso se repetirá capa por capa para construir un objeto. [105], [107] Con este tipo de impresión, si se compara con el FDM, se tiene una mejor geometría del modelo; el nivel de detalle está limitado por la cristalización del líquido y el tamaño del láser, logrando tener capas de hasta 0.025 mm para los detalles más finos. Sin embargo, la impresora y los materiales tienen un costo mayor. [107]

- Sinterización selectiva por láser (SLS): Es un método de impresión 3D basado en polvo. Hace uso de un láser de alta potencia como CO<sub>2</sub> [105] para poder sinterizar polvos poliméricos. Una primera capa de polvo es distribuida uniformemente por un rodillo sobre una plataforma y es calentada por debajo del punto de fusión del polvo. El láser impacta sobre el polvo, elevando su temperatura hasta que las partículas del polvo se fusionen entre sí. Este proceso se repite creando capas hasta generar un modelo 3D. [2], [105], [107] Este tipo de impresión puede usar una gran cantidad de materiales, desde polímeros como el policarbonato (PC), cloruro de polivinilo (PVC), nylon, resinas y poliéster, hasta polvos metálicos y cerámicos. [2], [105] La resolución de impresión está limitada tanto por el tamaño del láser como por el del polvo con el que se trabaje, pero es posible llegar a los 50 µm. [105]
- Impresión por inyección de tinta: Es una técnica que puede usar tecnología térmica, electromagnética o piezoeléctrica para generar diminutas gotas de algún material. [2] Podría decirse que es una técnica basada en polvo; las partículas de polvo se unen mediante estas gotas. Una capa de polvo se distribuye uniformemente en la parte superior de una plataforma por medio de un rodillo, después el cabezal deposita gotas de un material líquido sobre áreas que deben ser solidificadas. Estos pasos se repiten hasta generar un modelo 3D. Este modelo, por lo general es tratado térmicamente para mejorar la unión de los polvos. [105]

## 4.2 La impresión 3D en las cardiopatías congénitas

Las aplicaciones potenciales de la impresión 3D en diferentes áreas e industrias son ampliamente conocidas; sus aplicaciones médicas se han expandido rápidamente, revolucionando este sector. Entre las aplicaciones más destacadas podemos encontrar la fabricación de órganos y tejidos. Un ejemplo de esto es la utilización de la impresión por inyección de tinta para la fabricación de andamios celulares, que resultan en el reemplazo adecuado de un disco intervertebral. [2], [105], [108] La fabricación de prótesis personalizadas es otro de los usos más importantes de la impresión 3D. Mediante SLS se han creado prótesis de titanio para ser implantadas en

la mandíbula, utilizando imágenes tridimensionales del paciente, típicamente obtenidas con MRI o CT. [2], [108]. Finalmente, la creación de modelos anatómicos para planeación quirúrgica, enseñanza y práctica; foco principal de este trabajo. [1], [2], [108]

La fabricación de modelos anatómicos mediante impresión 3D, a partir de imágenes tridimensionales de los pacientes, permite visualizar las variaciones individuales y las complejidades del cuerpo humano. [2] Esta tecnología puede aplicarse en diversas áreas médicas, pero ha demostrado ser especialmente útil en cardiología, favoreciendo e incrementando la eficiencia de la educación, el diagnóstico, la planeación de procedimientos quirúrgicos, incluso la simulación de estas intervenciones, especialmente para cardiopatías congénitas. [1], [3], [4], [5], [6], [7]

En el caso de la cardiología intervencionista, los médicos no pueden visualizar o sentir la anatomía directamente mientras se realiza una intervención basada en cateterismo, lo que hace que estos procedimientos dependen de imágenes bidimensionales que no representan adecuadamente las relaciones anatómicas tridimensionales. Las imágenes tridimensionales han sido de gran ayuda, sin embargo, la imagen se despliega sobre pantallas planas; el tener un modelo impreso proporciona una apreciación tangible de la anatomía cardiaca. [1], [2]

#### 4.2.1 Ecocardiografía 3D para obtener modelos impresos

Comúnmente, los modelos impresos se producen con imágenes obtenidas de CT y MRI. Como se había mencionado antes, estas tecnologías tienen sus limitaciones, como el costo, accesibilidad, el uso de contraste intravenoso, sedación y radiación ionizante. [3], [4], [5], [6], [86] La ecocardiografía 3D podría ofrecer una resolución espacial menor en comparación con las otras técnicas de obtención de imagen. Sin embargo, esta limitación no siempre se aplica cuando se visualizan estructuras intracardiacas delgadas y móviles, como es el caso de las válvulas auriculoventriculares, donde la ecocardiografía 3D ofrece una mejor resolución temporal y espacial [3], [6], [109], lo que la hace la técnica de obtención de imágenes ideal para crear modelos 3D de las cardiopatías congénitas, además de ser segura, accesible, libre de radiación y adecuada para pacientes que no pueden ser transportados y posicionados en un tomógrafo o en un escáner de resonancia magnética. [3], [4], [5], [6]

La ecocardiografía 3D es una modalidad de imagen con un gran potencial para la impresión 3D de cardiopatías congénitas. Sin embargo, solo existen algunos reportes de impresión 3D a partir de datos de ecocardiografía. Es aún menos común encontrar reportes que utilicen ETT. Algunos de estos trabajos utilizaron softwares y flujos de

trabajo personalizados, dificultando su reproducibilidad. [1], [3], [4], [5], [6], [7], [109], [110]

Uno de los obstáculos más importantes para obtener modelos impresos obtenidos con datos ecocardiográficos es que los propietarios del software limitan el acceso a la información almacenada. [6], [7] Normalmente para obtener modelos impresos sólo se necesitan guardar las imágenes de los pacientes provenientes de CT o MRI en formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) e importarlos a un software de procesamiento de imágenes médicas. En el caso de la ecocardiografía, se requiere el uso de software proporcionado por los mismos propietarios para importar los datos en los softwares de procesamiento de imagen.

## Capítulo 5 Metodología para obtener modelos impresos

La adquisición de los datos ecocardiográficos, la conversión de datos, la segmentación, la optimización del diseño y la impresión del modelo se realizaron gracias a los equipos del Área de Innovación Tecnológica Cardiovascular y al Departamento de Ecocardiografía Pediátrica, ambos del Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez. A continuación, se desglosan los pasos para obtener los modelos impresos con datos de ecocardiografía 3D, en específico de comunicaciones interventriculares.



## 5.1 Adquisición de datos ecocardiográficos

### 5.1.1 Equipo

La adquisición de las imágenes tridimensionales se realizó con los equipos Philips EPIQ 7 y Philips EPIQ CVx (Philips Medical Systems, Andover, Massachusetts, USA) usando transductores con tecnología xMATRIX (transductores matriciales). Específicamente los transductores X5-1 y X8-2t, usados en ETT y ETE respectivamente.

Antes de realizar cualquier estudio, se recomienda verificar los ajustes del equipo para asegurarse que pueda enviar datos volumétricos de manera correcta. Los equipos de Philips cuentan con un apartado llamado “RedDICOM” donde se puede confirmar que el equipo esté habilitado para exportar datos de volumen 3D (consultar Anexo).



*Figura 5. 1. Equipo EPIQ 7 durante la adquisición de datos ecocardiográficos 3D.*

### 5.1.2 Requisitos del estudio y modalidades de imagen 3D

En el momento de la realización del estudio se deben tomar en cuenta estos requisitos:

- Deberá ser un conjunto de imágenes 3D (imágenes en modo 3D).
- No debe ser una imagen única.
- Se deben excluir estudios Doppler a color 3D.
- No debe ser una imagen única con todas las vistas, volumen e información adicional (parecido a una captura de pantalla).

Excluyendo el estudio Doppler a color 3D, cualquier modo de imagen 3D se puede utilizar para realizar modelos impresos. [6] En los equipos EPIQ es común tener la modalidad *Full Volume*, *Live 3D* y *3D Zoom*. [111], [112], [113]

- *Full Volume* (RECOMENDADO): Muestra un volumen amplio que permite capturar todo el corazón. [111] Generalmente despliega en la pantalla solo la mitad de la pirámide para una mejor referencia; sin embargo, conserva la totalidad de la pirámide y permite una recuperación completa.

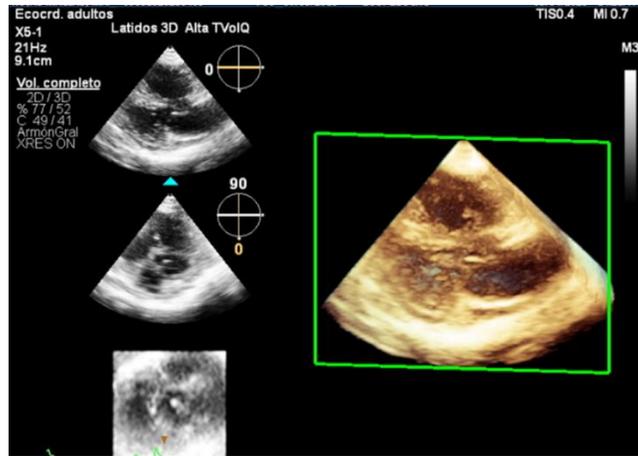


Figura 5. 2. *Full Volume*. Se observa la mitad de la pirámide, pero la información incluye la mitad faltante.

- *Live 3D*: Proporciona una vista en tiempo real, generalmente ajustada para mostrar solo una sección de la pirámide volumétrica. Únicamente esta porción puede ser recuperada para la impresión 3D. Esta modalidad no proporciona una referencia clara de las estructuras fuera de la parte visualizada.



Figura 5. 3. *Live 3D* donde se observa una pirámide completa. Lo que se observa en la pantalla es lo que será reconstruido.

- 3D Zoom: Se obtiene una visualización enfocada de estructuras cardiacas delimitadas por la ROI deseada por el usuario.

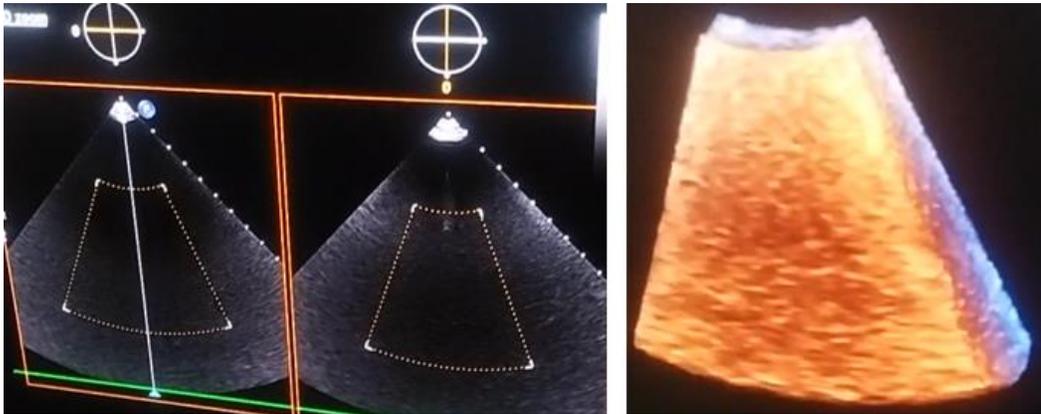


Figura 5. 4. Imagen de una vista previa de un 3D Zoom (izquierda) donde se puede ajustar el tamaño de la ROI y el resultado de selección de dicha ROI (derecha).

### 5.1.3 Sincronización

Como se había discutido anteriormente, sincronizando la recolección de imágenes con el complejo QRS del ECG se puede obtener una imagen 3D con múltiples latidos. [12], [32], [67] En estos equipos se tiene la opción de capturar la imagen en 1,2,4 y 6 latidos o en alta tasa de volúmenes (Alta TVol). Se debe tomar en cuenta que, entre más latidos, el tiempo de adquisición será mayor, ya que se estarán capturando más volúmenes. Con más latidos se obtendrá una imagen con mejor resolución; sin embargo, es más propensa a tener artefactos causados por ritmos cardíacos irregulares o movimientos respiratorios. [67] Es muy común ver artefactos tipo *Stitching*. [79] Es recomendable pedirle al paciente que esté muy quieto y que aguante la respiración mientras se hace el escaneo. [57], [78], [79] Si el paciente no coopera se sugiere capturar la imagen 3D en alta tasa de volúmenes en un solo latido para disminuir el *Stitching*.

### 5.1.4 Optimización de la imagen

Buenas imágenes 3D se basan en buenas imágenes 2D. Se debe optimizar la imagen bidimensional garantizando que se puedan ver de forma adecuada las estructuras que se quieren imprimir. Ajustar la ganancia a un nivel mínimo permite minimizar el ruido en el “*blood pool*” (volumen de sangre en una cavidad) y obtener la topografía deseada. [3], [4] Es importante tener siempre presente que, si la ganancia disminuye demasiado, algunas estructuras podrían desaparecer, sobre todo los detalles finos o pequeños. Por otro lado, con una ganancia elevada se produce una pérdida de resolución debido

al aumento del ruido. [79] Se tienen los siguientes objetivos de optimización de la imagen para obtener los modelos 3D: [4], [6]

- Ajustar el tamaño y la profundidad del sector para minimizar las estructuras innecesarias y optimizar la resolución espacial y temporal. Se debe asegurar una cobertura de la CIV y estructuras que sirvan para su orientación.
- Los ajustes automáticos de ganancia y otros parámetros como el rango dinámico suelen ser adecuados. Un ajuste manual, principalmente de la ganancia, debe buscar optimizar los límites del tejido, maximizando el contraste entre la ROI (en este caso, la CIV) y el área circundante, y minimizar las variaciones en la escala de grises dentro de la ROI.
- Procurar la máxima resolución espacial, pero que permita que la resolución temporal sea óptima para evitar el desenfoque por movimiento y permitir la captura en el punto deseado del ciclo cardíaco.

Todos los ajustes se dejan a criterio del especialista, siempre buscando una visualización adecuada de la estructura de interés en el punto del ciclo cardíaco deseado.

### 5.1.5 Exportación de Datos

Es beneficioso para el usuario que hace la segmentación contar con imágenes bidimensionales del estudio donde se haya medido y analizado el defecto. Con estas imágenes tendrá una referencia del tamaño y morfología de la cardiopatía para hacer una adecuada reconstrucción.

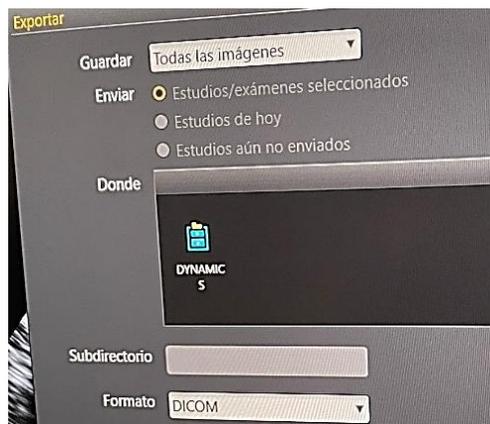


Figura 5. 5. Exportación de datos.

Se deben exportar las imágenes en formato DICOM en la ubicación de almacenamiento deseada. No se admite ningún otro formato.

### 5.1.6 Procedimiento

A continuación, se muestra de forma simplificada los pasos que se deben de seguir para la adquisición de las imágenes ecocardiográficas 3D:

- 1. Verificación de configuración: Asegurarse de que el equipo esté habilitado para exportar datos volumétricos.
- 2. Realización del estudio: Realizar el estudio 3D con la modalidad deseada (*Full Volume, Live 3D* y *3D Zoom*), escogiendo capturar la imagen en 1,2,4 y 6 latidos o en alta tasa de volúmenes (Alta TVol).
- 3. Optimización de imagen: Ajustar la ganancia, tamaño y profundidad del sector para obtener la mejor calidad de imagen según el criterio del especialista.
- 4. Captura y exportación de datos: Las imágenes capturadas se deben exportar en formato DICOM a la ubicación deseada.

## 5.2 Conversión de datos

La exportación del formato adecuado para abrir los archivos en el software de procesamiento de imágenes médicas no es posible directamente de los equipos. Gran parte de los equipos de ecocardiografía son capaces de exportar datos 3D en formato DICOM. A diferencia de las otras modalidades de imágenes como MRI o CT, los datos de la ecocardiografía 3D dentro del objeto DICOM están encriptados en formatos específicos de los proveedores. Es decir, los proveedores de los equipos no siguen el estándar de almacenamiento DICOM y la información 3D es privada, se necesitan algoritmos de los propietarios para poder interpretar los datos. [3], [4], [5], [6], [7], [109], [110], [114]

### 5.2.1 Uso del QLAB

En caso de contar con equipos Philips se hace uso de QLAB Advanced Quantification Software (Philips Healthcare). [3], [4], [5], [6], [7] Este software permite la visualización, corte y despliegue de imágenes 3D. Tiene múltiples herramientas clínicas avanzadas

que también permiten seleccionar la fase del ciclo cardíaco que el especialista desee y posteriormente exportarlas en el formato adecuado llamado “*Cartesian DICOM*”.

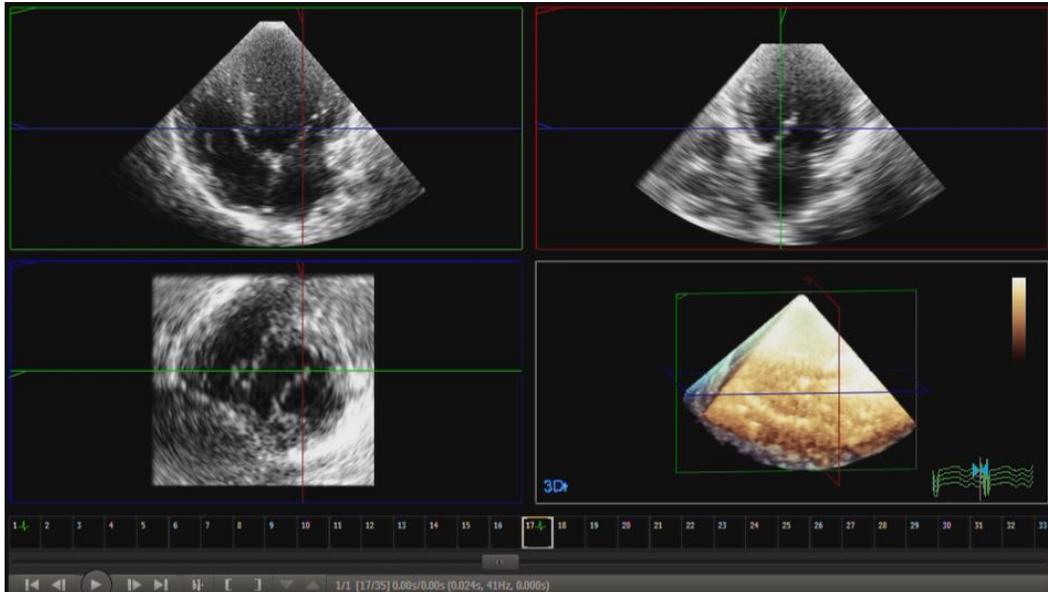


Figura 5. 6. Aplicación 3DQ del software QLAB.

### 5.2.2 Procedimiento

- 1. Importar los archivos: Importar los archivos provenientes del equipo de ecocardiografía al software QLAB.
- 2. Aplicación 3DQ: Se usa una de sus aplicaciones llamada 3DQ. Despliega 3 planos ortogonales junto con una visualización 3D y recuadros en secuencia que podremos seleccionar para elegir el volumen que deseemos. Cada recuadro será un punto del ciclo cardíaco. (Consultar Anexo).
- 3. Verificación de configuración: Para que el software exporte de forma adecuada los datos 3D se debe verificar que la exportación cartesiana esté habilitada (Consultar Anexo).
- 4. Guardar y exportar los datos: Guardar el volumen seleccionado y exportarlo en formato “*Cartesian DICOM*”.

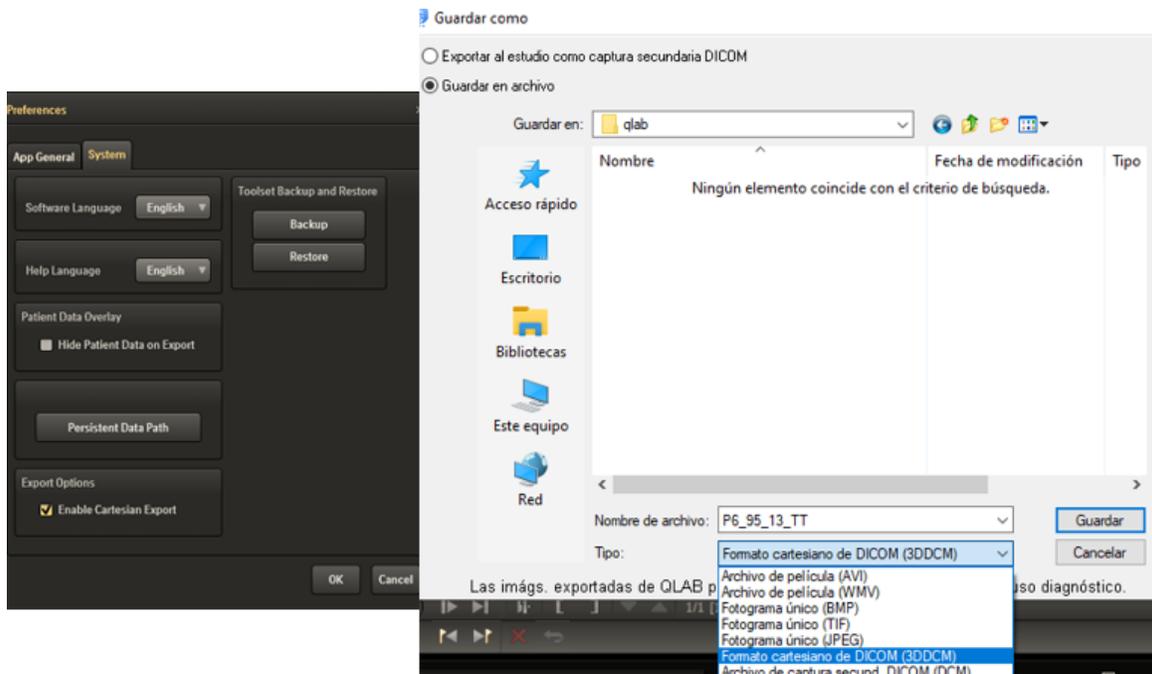


Figura 5. 7. En la izquierda se observa el ajuste para habilitar la exportación cartesiana. Del lado derecho se muestra la forma en que se debe guardar el archivo, es muy importante guardar los datos tipo: Formato cartesiano de DICOM (3DDCM)

### 5.3 Segmentación

La segmentación es el método por el cual, a partir de una imagen digital en escala de grises, se obtiene una salida constituida por un conjunto de regiones poligonales que delimitan áreas de interés anatómico y están determinadas por un criterio específico. [115] Para poder realizar segmentaciones satisfactorias y obtener un modelo 3D que sea útil, resulta de suma importancia tener presentes los procesos físicos que subyacen en la ecocardiografía, poder identificar artefactos que puedan afectar las imágenes, poseer un gran dominio de los conocimientos anatómicos en estas cardiopatías congénitas y saber utilizar las herramientas de segmentación que proporcionan los softwares de procesamiento de imágenes médicas.

Los principales problemas que puede presentar una imagen que dificultan la segmentación son los siguientes: [115]

- Baja resolución.
- Altos niveles de ruido.
- Bajo contraste.
- Deformaciones geométricas.
- Presencia de elementos ajenos a la ROI.

Es difícil lograr resultados de segmentación con un solo método. [6] Las segmentaciones se hacen con la combinación de diversas herramientas y técnicas manuales y semiautomáticas. Para la ecocardiografía 3D las técnicas de segmentación se basan en el contraste en la intensidad ecogénica de los tejidos o cavidades con sangre. [115]

Algunos de los métodos de segmentación más comunes son los siguientes:

- Umbralización: Este método se agrupan los píxeles cuyos valores están dentro de un rango definido en la escala de grises. Se crean máscaras que se superponen en los vóxeles de la imagen en la estructura anatómica de interés. [3], [6] Este método suele ser de los más utilizados, pero requiere ser complementado con otros métodos, pues sus resultados son rara vez perfectos. De cualquier forma, resulta muy útil para una primera aproximación. [6], [115], [116]
- Segmentación manual: En este método, el usuario tiene control de todo el proceso y delimita la estructura deseada con el conocimiento anatómico que este posea. Está sujeta a la variabilidad de los resultados y consume demasiado tiempo. [6], [115] Esta segmentación manual es requerida para definir detalles anatómicos debido al ruido que tienen las imágenes de ecocardiografía 3D en comparación con otras técnicas como CT o MRI. [3]
- Crecimiento de regiones (*Region growing*): Este método busca delimitar zonas homogéneas de la imagen. [115] Requiere el uso de “semillas”, que son puntos seleccionados por el usuario dentro de la región de interés, junto con el umbral de esta semilla. El algoritmo expandirá la semilla por todos los vóxeles que cumplan con los valores de umbralización. El proceso tiene que ser monitoreado y refinado con otros métodos para asegurar que la semilla no se expanda más allá de los límites de la estructura de interés. [6] Este proceso se usa particularmente en estructuras pequeñas y simples. [115]
- Métodos basados en detección de bordes: Este método permite la delimitación de los bordes entre regiones. Aplicado en imágenes con características bien definidas con un buen contraste. Sin embargo, los tejidos suelen poseer intensidades no uniformes y los bordes, por lo general, no están bien definidos. [115], [116]

### 5.3.1 Proceso de Segmentación

- 1. Importación de datos: Los datos ecocardiográficos en formato *Cartesian DICOM* son importados al software Materialise Mimics v24.0 (Materialise, Leuven, Belgium).
- 2. Segmentación anatómica: Después de seleccionar la región de interés (ROI), generalmente se inicia con una umbralización para poder tener un primer acercamiento de la ROI. Esta umbralización se selecciona en un rango en la escala de grises que cubra las estructuras deseadas.

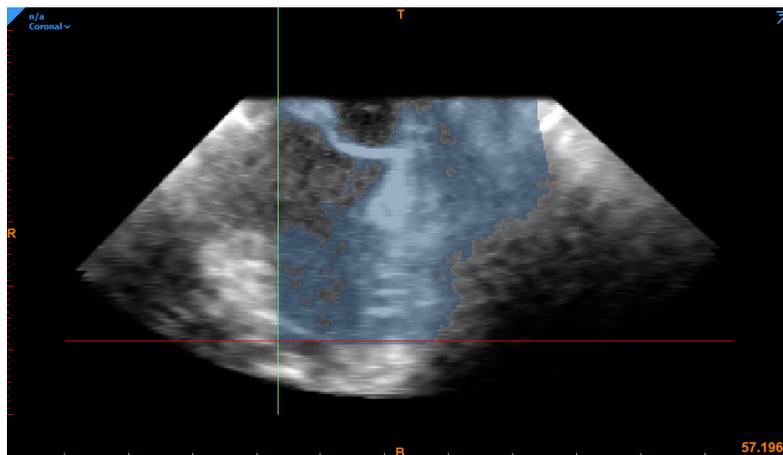


Figura 5. 8. Máscara obtenida a partir de la umbralización.

El proceso se complementa con otros métodos, como el crecimiento de regiones y las herramientas que proporciona el software. Esto incluye operaciones booleanas entre las diferentes máscaras para combinarlas, restarlas o interseccionarlas. Además, es posible eliminar conglomerados de vóxeles que estén separadas de la estructura de interés o rellenar huecos.

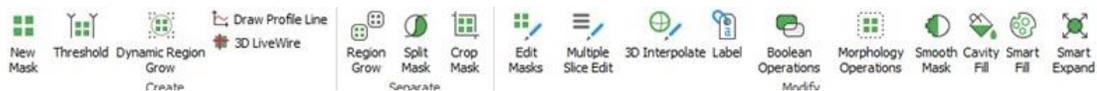


Figura 5. 9. Barra de herramientas de segmentación en Mimics v24.0

La segmentación que usa ecocardiografía es la más difícil de todas las modalidades de imagen debido a su mayor nivel de ruido. [3], [6] Es necesaria la segmentación manual para refinar ciertos detalles, como la eliminación de pequeñas estructuras insignificantes para la impresión o la adición de estructuras que habían quedado fuera del umbral de segmentación.

Una vez que se tiene un modelo virtual satisfactorio, es recomendable suavizar la máscara al menos una vez. Esto elimina pequeñas imperfecciones e irregularidades que no aportan nada a la morfología del defecto y facilitarán el proceso de impresión.

- 3. Exportación del Objeto 3D: En última instancia, se crea un objeto 3D que es exportado en formato STL.

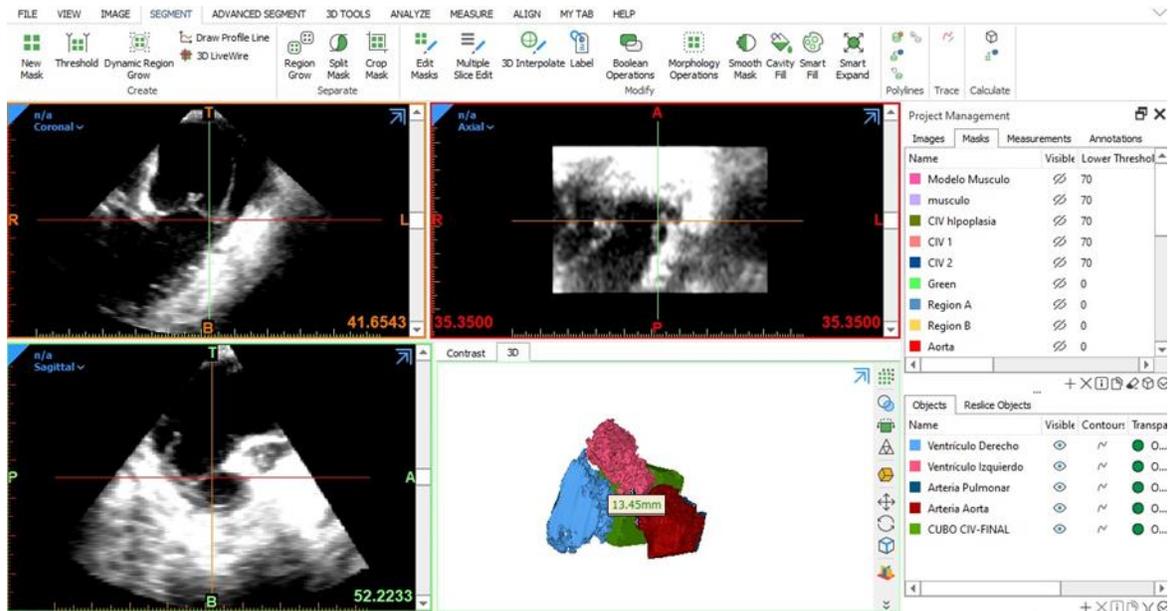


Figura 5. 10. Software Mimics v24.0, se muestran diversas máscaras y objetos que se pueden exportar como STL.

## 5.4 Optimización de diseños

El modelo STL generado en el proceso de segmentación se importa al software Materialise 3-matic (Materialise, Leuven, Belgium). Este software permite realizar modificaciones de diseño a nivel de red, mejorando y optimizando la impresión 3D al hacer cambios solo estéticos y para mejorar el flujo de impresión sin afectar la morfología y dimensiones del defecto congénito.

Cuando se importan los archivos, es posible que el modelo 3D presente una apariencia “escalonada” de los vóxeles en zonas donde la máscara no fue modificada. Es necesario seleccionar la región que se desea modificar y utilizar las herramientas disponibles para generar una superficie optimizada para la impresión.

Los modelos podrían exportarse y ser impresos sin usar este software, pero esto implicaría un mayor consumo de material y se requeriría más tiempo. Utilizando Materialise 3-matic, se pueden hacer ajustes que mejoran el flujo de impresión y

reducen la cantidad de material necesario sin comprometer la precisión y calidad del modelo.

Si se realiza algún ajuste u optimización, los archivos son guardados y exportados en formato STL.

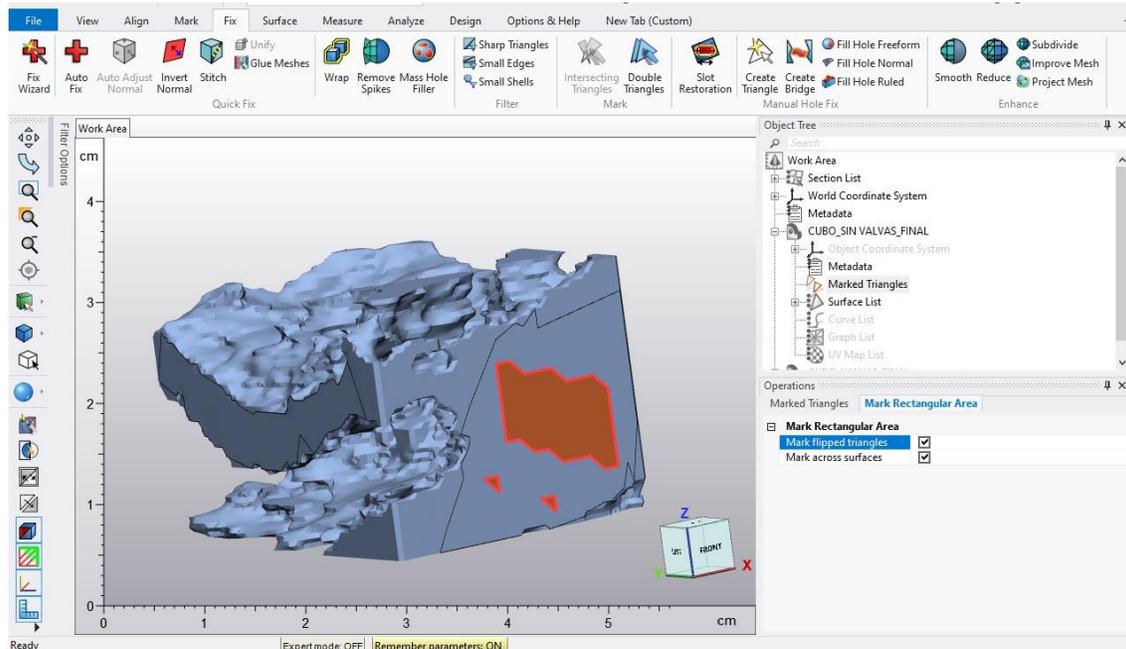


Figura 5. 11. La región naranja seleccionada presentaba rugosidades o los “escalones”. En la imagen se muestra una superficie lisa, lista para poder ser impresa. Note que la zona del defecto tiene su superficie intacta.

En resumen, el proceso para la optimización del diseño es la siguiente:

- 1. Importación del modelo: Importar el modelo STL en el software Materialise 3-matic (Materialise, Leuven, Belgium).
- 2. Optimización del modelo: Utilizar las herramientas para realizar modificaciones de diseño a nivel de red.
- 3. Exportación: Guardar y exportar el modelo optimizado en formato STL.

## 5.5 Impresión del modelo

Los archivos STL son importados en el software PreForm (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA) donde se realiza la configuración de los parámetros de impresión

de acuerdo con el material e impresora usada. Los modelos fueron hechos en la impresora Form 3BL (Formlabs).

La impresora Form 3BL se basa en el proceso de estereolitografía, es ideal para productos sanitarios y réplicas anatómicas a escala real, tanto de anatomía pediátrica como adulta. Esta impresora puede trabajar con una supervisión mínima y resuelve detalles complejos con una resolución de 25  $\mu\text{m}$  con una potencia láser de 250 mW; esta precisión la vuelve ideal en los modelos de planeación quirúrgica y uso diagnóstico. [117] La Form 3BL tiene un gran catálogo de materiales que se pueden usar, cada material con propiedades diferentes, en general se pueden ser usadas en aplicaciones de ingeniería, odontología, medicina y joyería. [118]

### 5.5.1 Material de la impresión

Se usó la resina Clear V4 (Formlabs). Esta resina es traslúcida, ideal para mostrar detalles internos, cavidades y modelos anatómicos. También se hicieron modelos con Black Resin, adecuada para una buena resolución de los detalles precisos. Después de salir de la impresora 3BL, la pieza pasa por un proceso de remoción de la resina aún líquida durante 10 min en alcohol isopropílico en la máquina Form Wash (Formlabs). Posteriormente, es expuesta a luz UV por 30 min a 60 °C en la Form Cure (Formlabs) para completar el proceso de polimerización (informalmente llamado curado). Con la Form 3BL se puede tener un grosor de capas de 0.50 y 0.100 mm.

### 5.5.2 Parámetros de impresión

En software de PreForm se realizaron los siguientes ajustes de impresión:



Form 3BL	
Resina	Clear V4
Grosor de capa	0,100 mm
Ajustes de impresión	Default
Línea de convergencia	Minimizar

Figura 5. 12. Parámetros de impresión en la 3BL.

- Grosor de capa: Se seleccionó un grosor de capa de 0.100 mm para una impresión más rápida, ya que influye en gran medida en la velocidad de impresión y la resolución en el eje Z.
- Ajustes de impresión: Varios aspectos como la velocidad de impresión y la forma de las puntas de los soportes se establecieron por *Default*.

- Línea de convergencia: En la 3BL se tienen dos láseres, se debe seleccionar cómo se cruzarán durante la impresión. Se recomienda “minimizar” para que los modelos que estén situados en la línea central del plato de impresión no salgan con una imperfección sobre esa línea.

Los soportes son importantes para una impresión exitosa, estos sostendrán la pieza al plato de impresión durante todo el proceso. Se deben ajustar los soportes de forma que el tamaño de punto de contacto sea mínimo en zonas donde los detalles tienen que ser preservados. Se puede variar el tamaño de los soportes para asegurar una buena adherencia sin usar demasiado material.

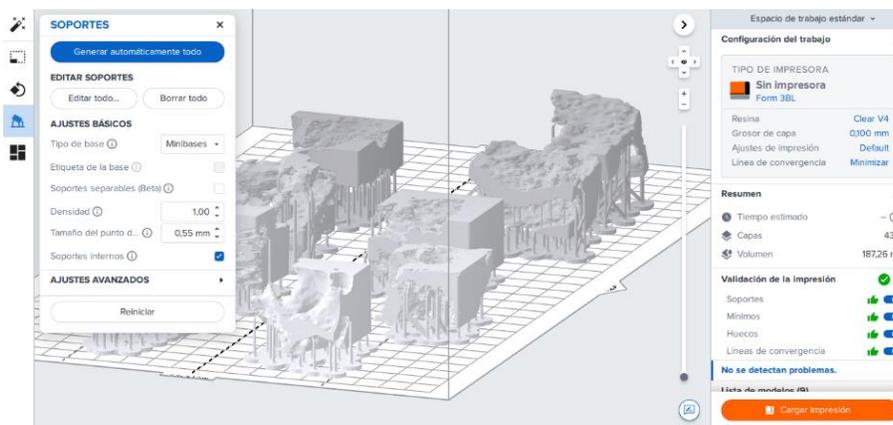


Figura 5. 13. Software PreForm donde se pueden ver los modelos que van a ser impresos.

### 5.5.3 Postprocesamiento

Finalmente, las piezas deben ser desmontadas cuidadosamente y separadas de los soportes. Los residuos se eliminarán después de ser removidos con alcohol isopropílico. Se tendrá una pieza final después del curado con UV.



Figura 5. 14. Piezas con soportes recién salidas de la impresora.

#### 5.5.4 Procedimiento

A continuación, se muestra de forma simplificada el proceso de impresión:

- 1.Importación: Importar los archivos STL en el software PreForm (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA).
- 2. Configuración de parámetros: Configurar los parámetros de impresión de acuerdo con el material y la impresora que se esté usando.
- 3. Impresión del modelo: La impresora realiza el modelo.
- Postprocesamiento: Desmontar cuidadosamente las piezas y separarlas de los soportes. Posteriormente se remueve la resina líquida y residuos en la Form Wash con alcohol isopropílico. Finalmente, se expone el modelo a luz UV en la Form Cure para completar el proceso de polimerización y tener un modelo final

## Capítulo 6 Casos clínicos

Se seleccionaron 6 pacientes que fueron diagnosticados con comunicación interventricular. En estos casos la morfología, el tamaño y las relaciones con otras estructuras son importantes para la toma de decisiones de tratamiento ya sea una intervención quirúrgica o cierre percutáneo mediante cateterismo cardiaco.

A continuación, se hace una descripción de cada paciente:

### 6.1 Paciente 1

En este caso se tuvo la fortuna de tener un estudio de CT y posteriormente se hizo un estudio ecocardiográfico en sus dos modalidades ETE y ETT.

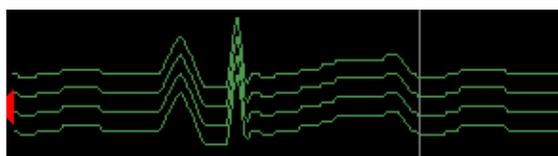
Paciente femenino de 4 años de 23 kg con los siguientes defectos:

- Comunicación interventricular infundibular subarterial amplia. Consultar *Tabla 6.1*.
- Hipoplasia de anillo pulmonar con estenosis severa y estenosis en origen de ambas ramas pulmonares.
- Aorta con desplazamiento posterior, dilatación del anillo valvular y arco aórtico a la izquierda.
- Ventrículo derecho dilatado e hipertrófico.
- Ventrículo izquierdo pequeño.
- Insuficiencia tricuspídea ligera.

#### 6.1.1 Estudio ETE

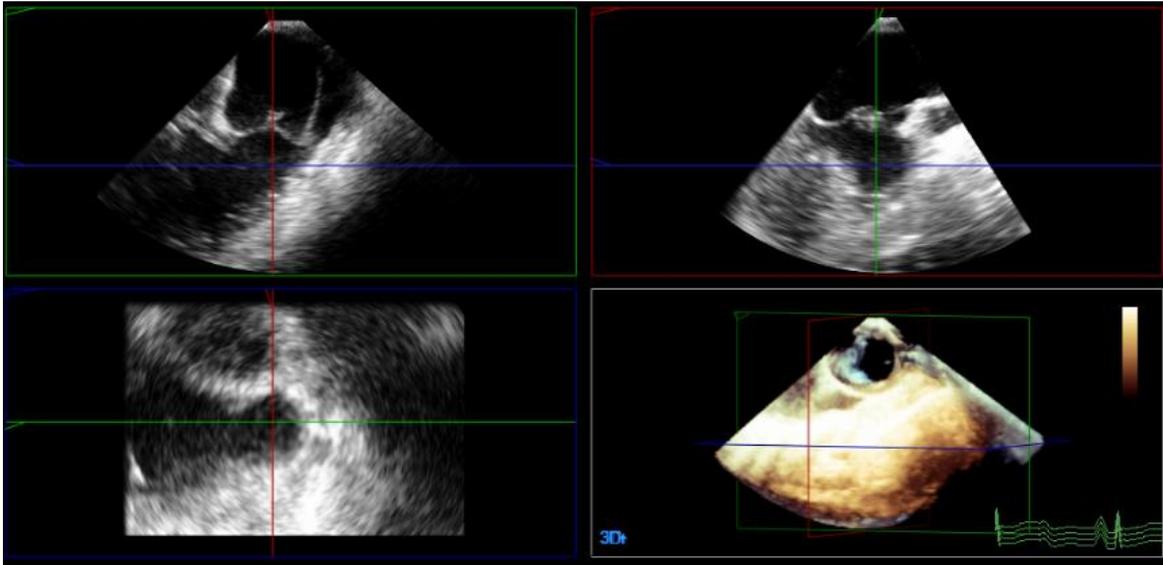
Adquisición 3D con transductor X8-2t, modalidad *Full Volume* con 4 latidos.

Punto en el ciclo cardíaco seleccionado:



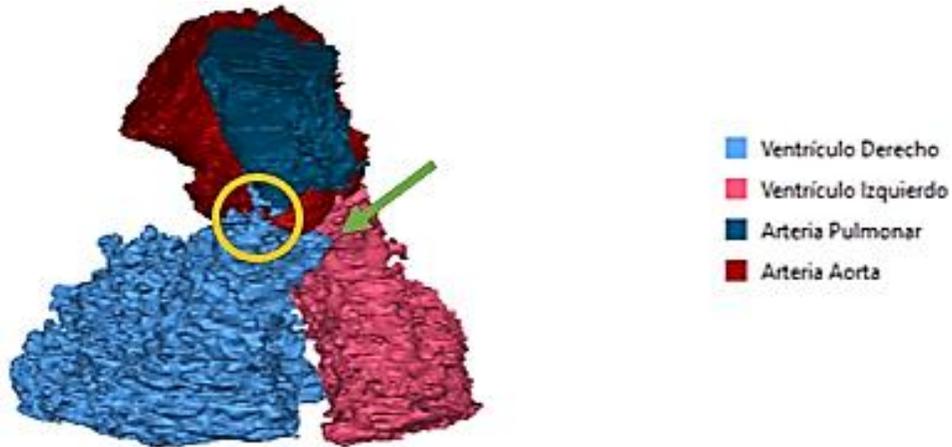
*Paciente 1. a. Ciclo cardíaco en ETE.*

Despliegue de 3 planos ortogonales junto con una visualización 3D en QLAB:



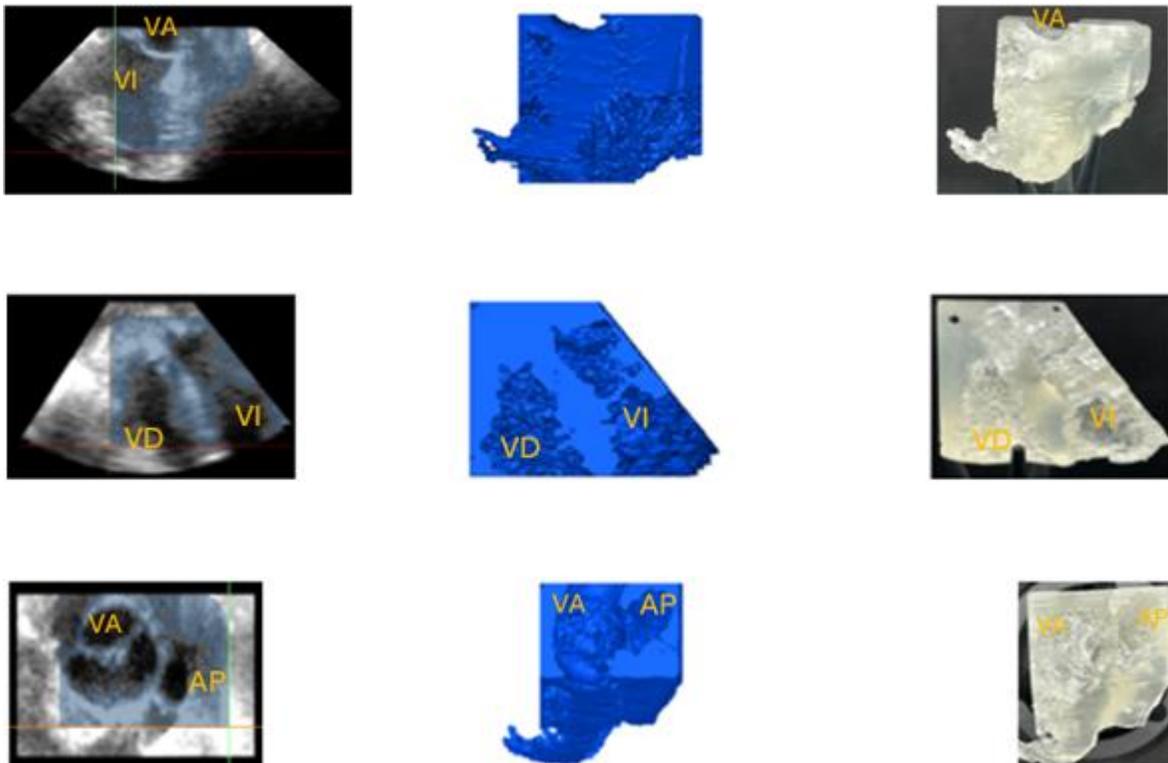
*Paciente 1. b. QLAB.*

Reconstrucción obtenida en ETE. Se muestra la hipoplasia de la válvula pulmonar (círculo naranja) y parte de la comunicación entre los ventrículos (flecha verde):



Paciente 1. c. Segmentación ETE.

Segmentación del modelo en sus diferentes planos. Donde se puede encontrar al ventrículo izquierdo (VI), la válvula aórtica (VA), el anillo pulmonar (AP) con hipoplasia y el ventrículo derecho (VD). Se dificulta la vista de la CIV al ser fotografiada:

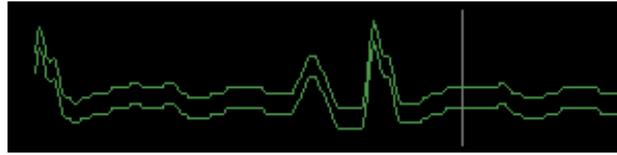


Paciente 1. d. Segmentación del modelo en sus diferentes planos.

### 6.1.2 Estudio ETT

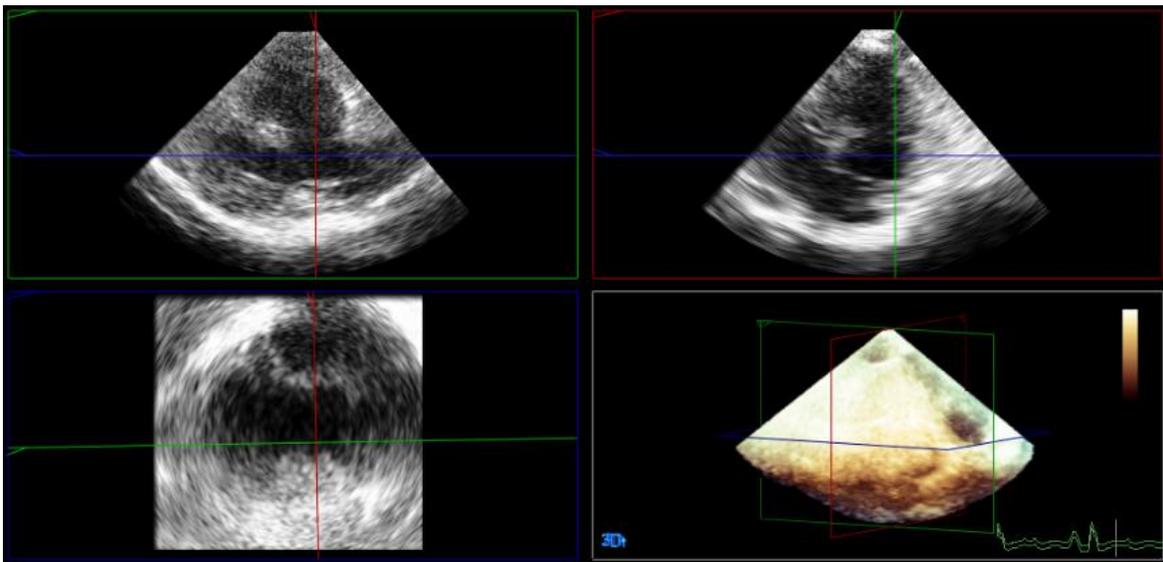
Adquisición 3D con transductor X5-1, modalidad *Full Volume* con Alta TVol.

Punto en el ciclo cardiaco seleccionado:



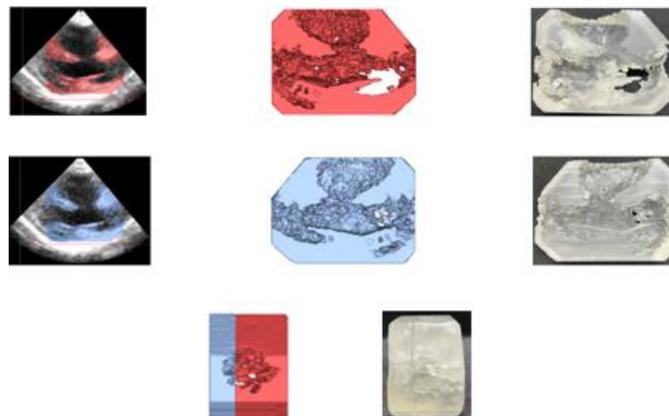
*Paciente 1. e. Ciclo cardiaco en ETT.*

Despliegue de 3 planos ortogonales junto con una visualización 3D en QLAB del punto en el ciclo cardiaco seleccionado:



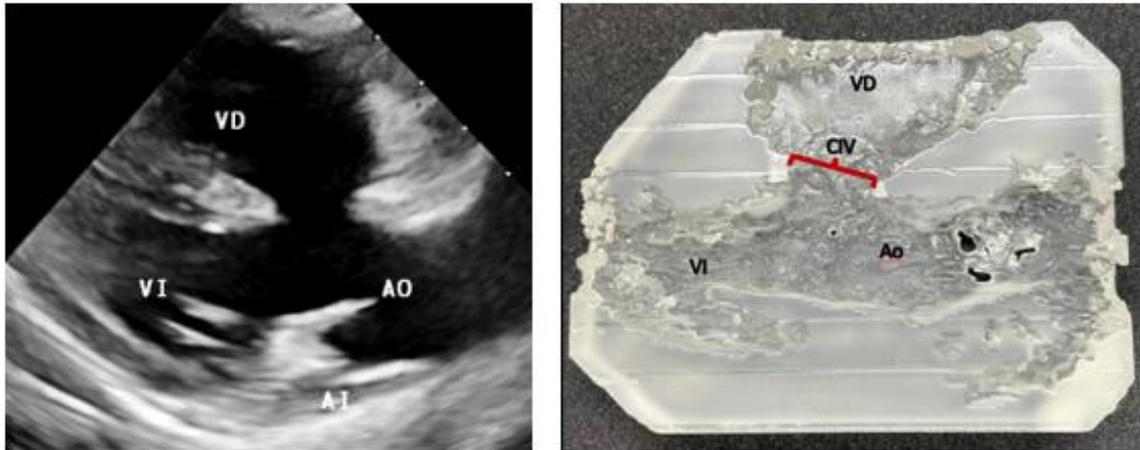
*Paciente 1. f. QLAB.*

Segmentación del modelo en dos partes en diferentes planos:

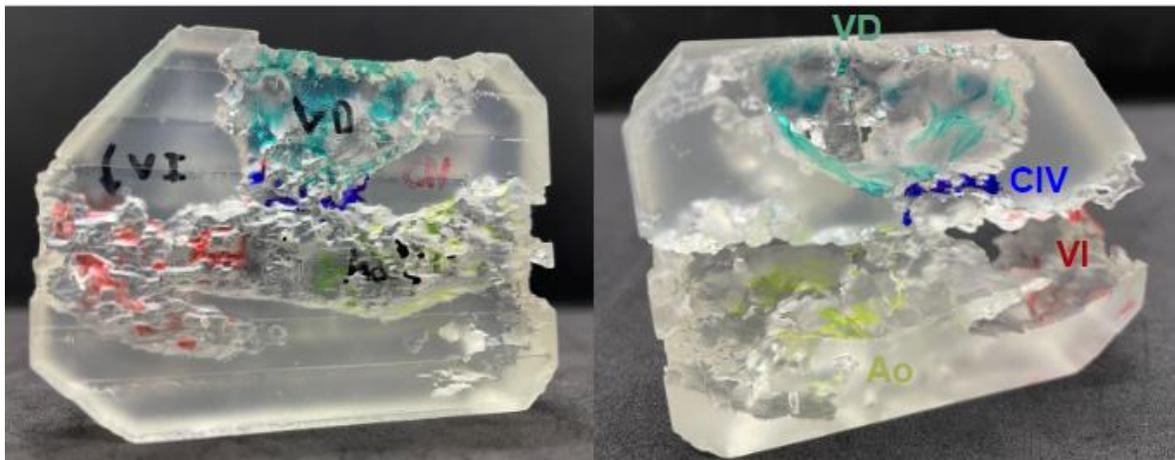


*Paciente 1. g. Segmentación del modelo en sus diferentes planos.*

Imagen de una ecocardiografía bidimensional y un segmento del modelo impreso, donde se muestra el ventrículo derecho (VD), la comunicación interventricular (CIV), la aorta (Ao) y el ventrículo izquierdo (VI):



*Paciente 1. h. Referencias anatómicas en ETT.*

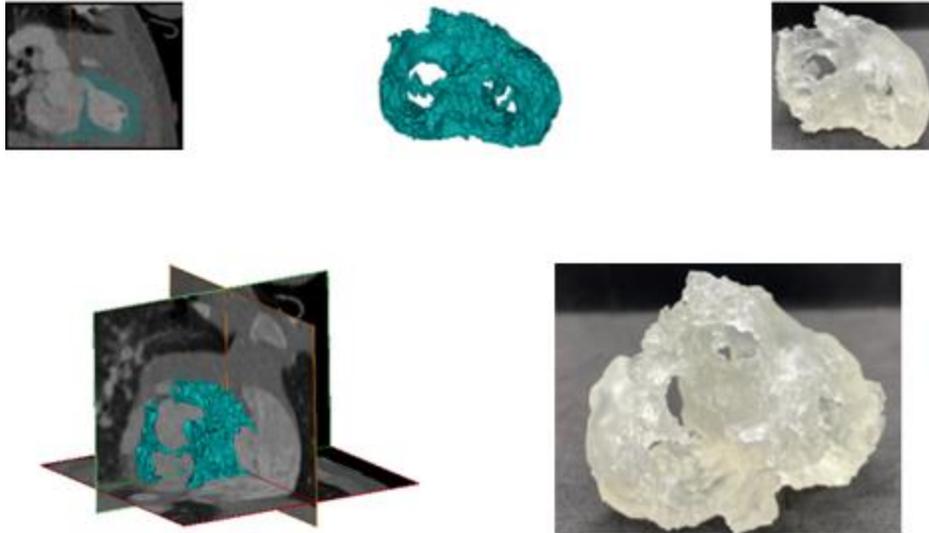


*Paciente 1. i. Referencias anatómicas marcadas en el modelo.*

### 6.1.3 Estudio CT

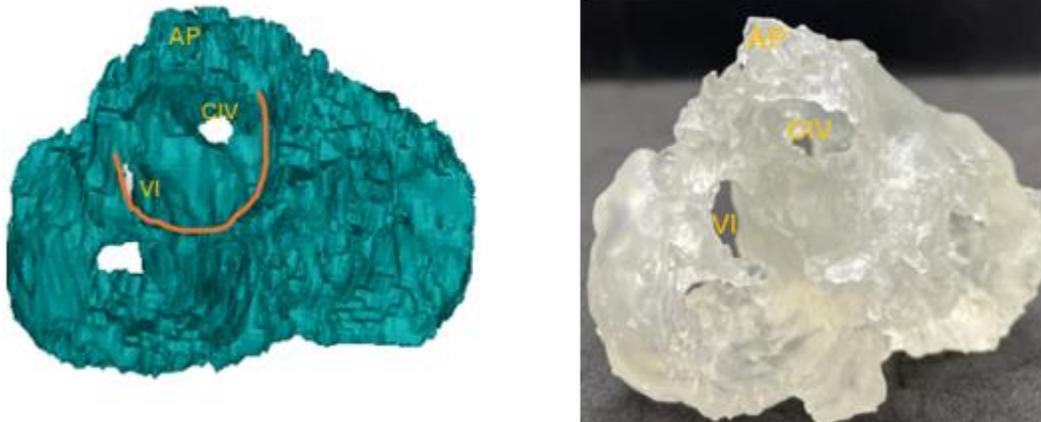
El estudio no está sincronizado con el ciclo cardiaco, pero se puede inferir que se encuentra dentro de la diástole si la válvula aórtica se encuentra cerrada.

Segmentación del modelo:

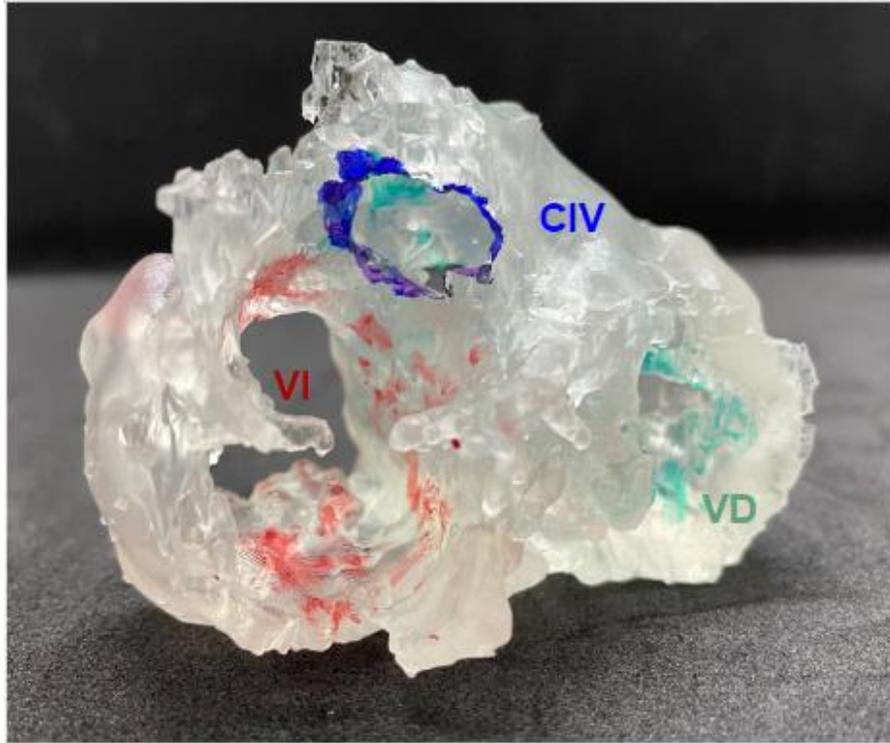


*Paciente 1. j. Segmentación del modelo CT.*

Se observa el modelo tridimensional obtenido con CT y el modelo impreso, donde se observa el anillo pulmonar con hipoplasia (AP), el ventrículo izquierdo (VI) y la comunicación interventricular (CIV). El área delineada en naranja es donde se hizo un recorte virtual de la válvula aórtica para que se pudieran ver las estructuras:

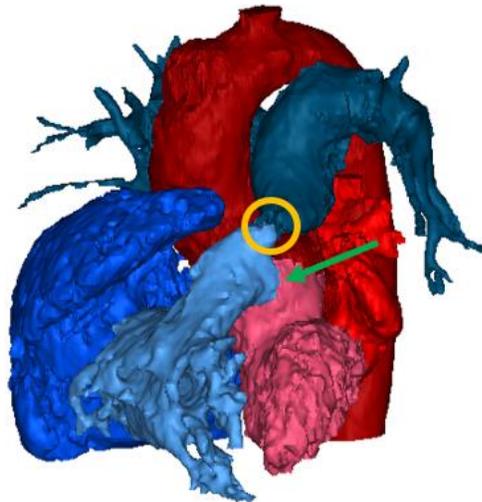


*Paciente 1. k. Segmentación con CT.*



*Paciente 1. l. Referencias anatómicas en el modelo.*

Reconstrucción completa del corazón obtenida con CT. Se observa a la aorta con un desplazamiento posterior y el arco aórtico a la izquierda. Se muestra la hipoplasia del anillo pulmonar (círculo naranja) y la comunicación entre los ventrículos (flecha verde):



*Paciente 1. m. Segmentación completa del corazón.*



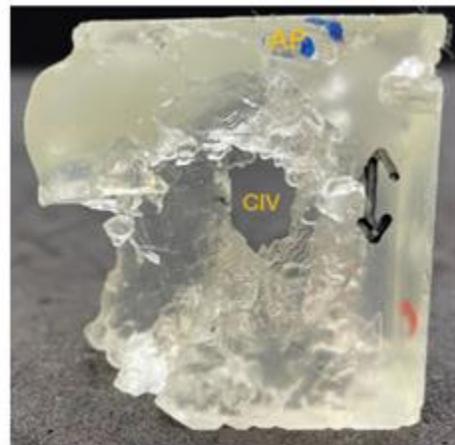
*Paciente 1. n. Diferentes vistas de la segmentación.*

#### 6.1.4 Modelo de la CIV paciente 1

Adicionalmente, al ser la CIV nuestra ROI, eliminamos todas las estructuras adyacentes para poder tener una mejor visualización de su forma y, si es posible, obtener sus medidas en el modelo tridimensional y el impreso. Al ser una estructura dinámica, se procuró escoger la misma fase del ciclo cardiaco entre los modelos; se seleccionó la diástole por ser el momento con el mayor volumen ventricular.

Esto se repitió en todos los pacientes, con todas las modalidades de imágenes con las que se disponía. Consultar *Tabla 6.1*.

Para la ETE se obtuvo el siguiente modelo:



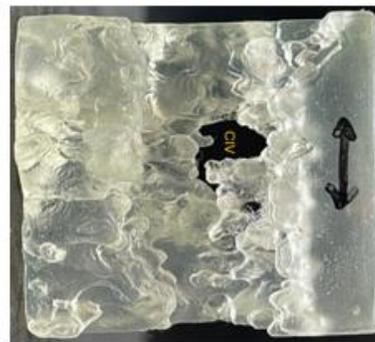
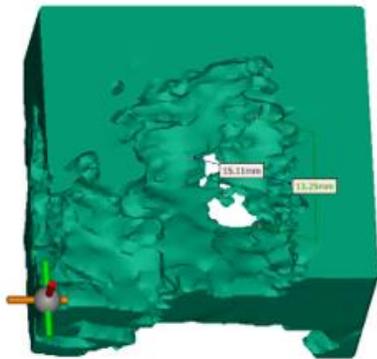
*Paciente 1. o. Modelo de la CIV con ETE*

Las medidas se tomaron con un vernier procurando que fuera en la misma zona que en las medidas tridimensionales. Esto puede llegar a ser complicado por la forma del modelo. Consultar *Tabla 6.1*.



*Paciente 1. p. Obtención de medidas del modelo.*

Para la ETT se obtuvo el siguiente modelo:



*Paciente 1. q. Modelo de la CIV con TTE.*

Para la CT se obtuvo el siguiente modelo:



*Paciente 1. r. Modelo de la CIV con CT.*

## 6.2 Paciente 2

Paciente femenino de 6 años de 17 kg en estado postquirúrgico tardío de bandaje de la arteria pulmonar con los siguientes defectos:

- Comunicación interventricular muscular apical amplio con cortocircuito bidireccional, de predominio de derecha a izquierda. Consultar *Tabla 6.1*.
- Comunicación interauricular con cortocircuito bidireccional.
- Insuficiencia tricuspídea ligera.

### 6.2.1 Estudio ETT

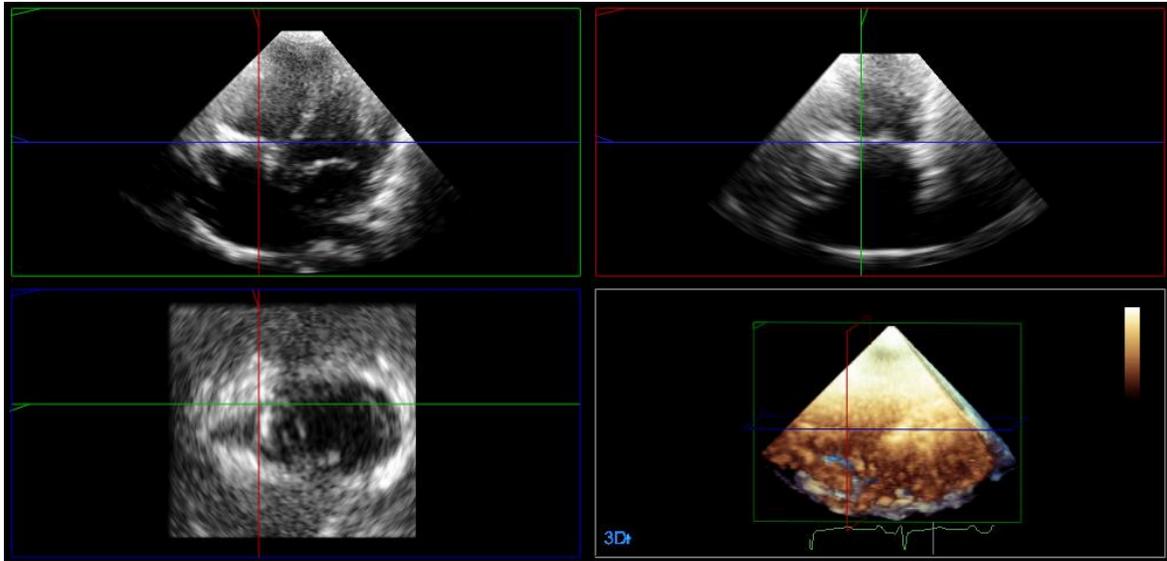
Adquisición 3D con transductor X5-1, modalidad *Full Volume* con 1 latido.

Punto en el ciclo cardíaco seleccionado:



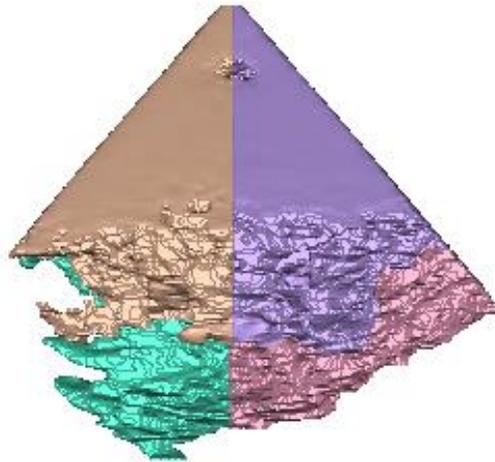
*Paciente 2. a. Ciclo cardíaco en ETT*

Despliegue de 3 planos ortogonales junto con una visualización 3D en QLAB del punto en el ciclo cardíaco seleccionado:



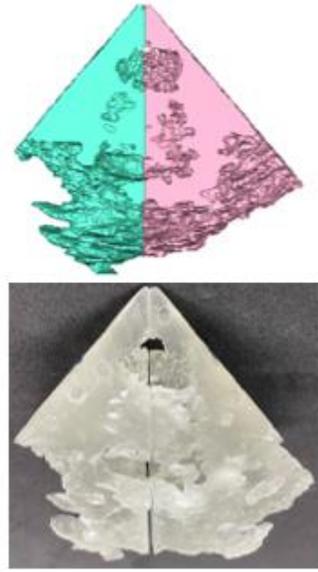
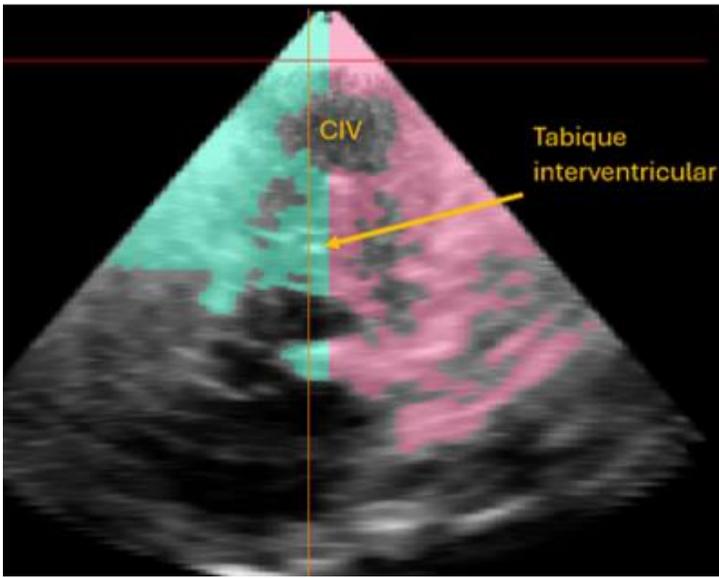
*Paciente 2. b. QLAB.*

Para este caso se hizo un modelo de 4 partes que puede unirse y que cubre todos los defectos de la pirámide obtenida:

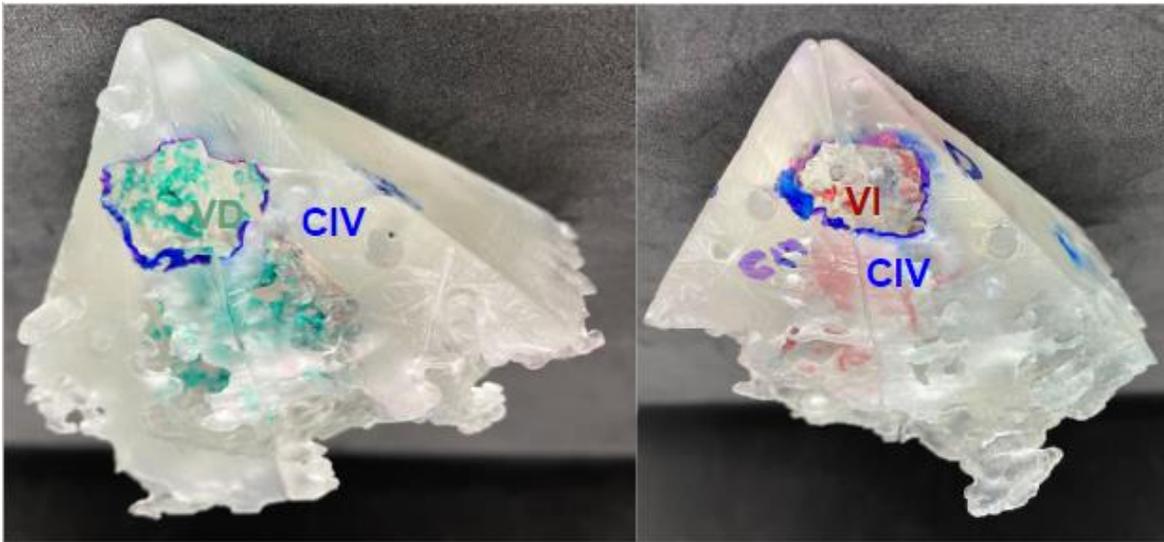


*Paciente 2. c. Modelo tridimensional antes de impresión.*

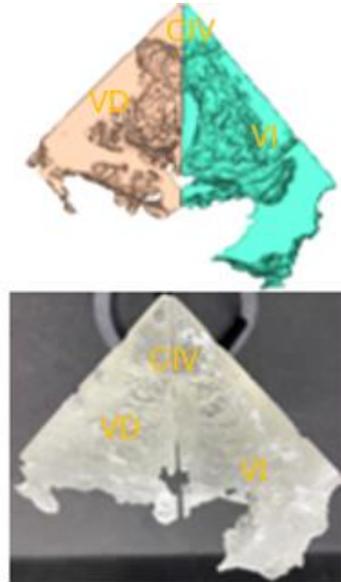
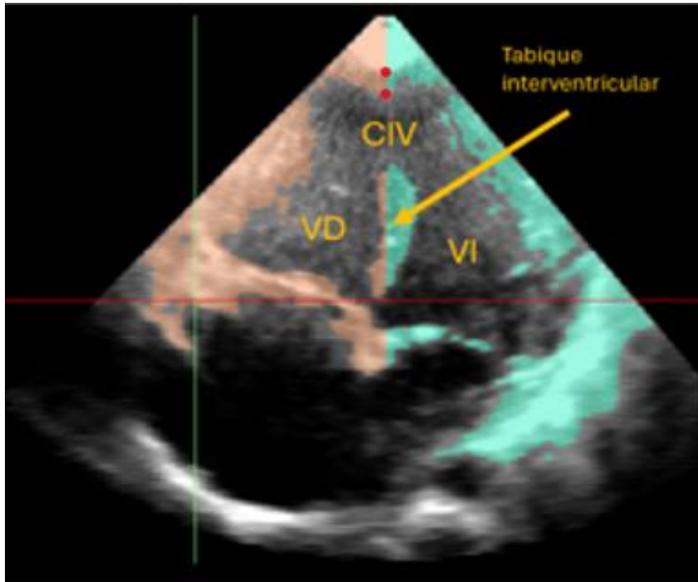
Segmentación del modelo en 4 piezas. Se visualiza el tabique interventricular con la comunicación interventricular (CIV), el ventrículo derecho (VD) y el ventrículo izquierdo (VI):



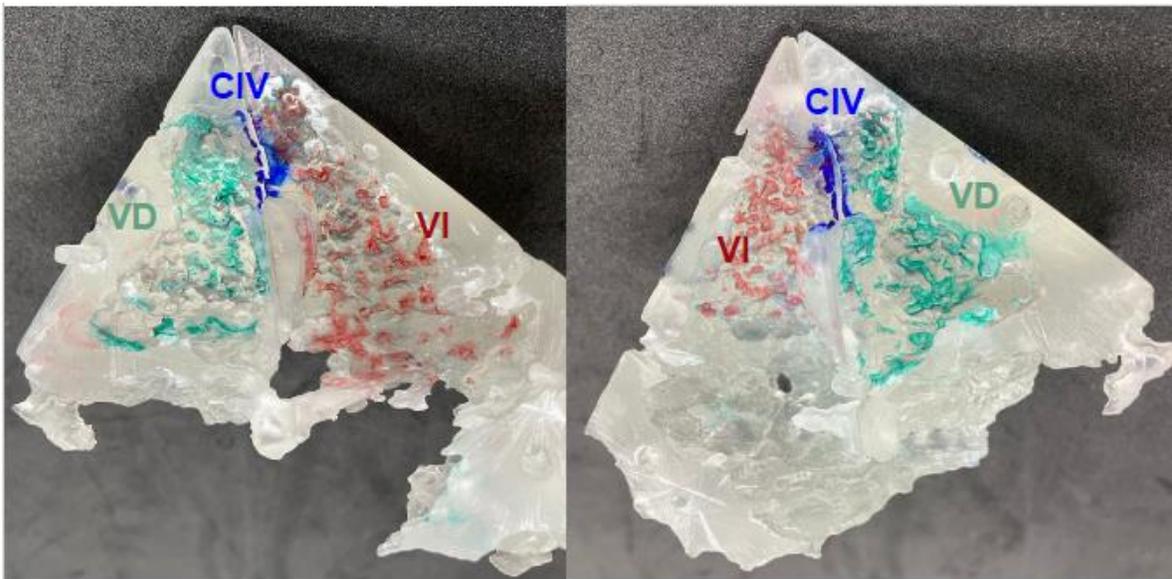
Paciente 2. d. Modelo visto desde el tabique interventricular del lado derecho.



Paciente 2. e. Referencias anatómicas en el modelo.



Paciente 2. f. Vista de 4 cámaras. Defecto alejado de las válvulas atrioventriculares. Las marcas rojas es el borde inferior del defecto.



Paciente 2. g. Referencias anatómicas en el modelo.

## 6.2.2 Modelo de la CIV paciente 2

CIV en diástole donde se observa parte del tabique interventricular:



Paciente 2. h. Modelo de la CIV en ETT.

## 6.3 Paciente 3

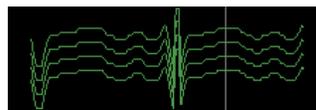
Paciente masculino de 19 meses con 12.2 kg con los siguientes defectos:

- Comunicación interventricular trabecular alta, con extensión a la entrada, amplia e irregular, con cortocircuito de izquierda a derecha. Consultar *Tabla 6.1*.
- Insuficiencia pulmonar ligera, insuficiencia tricuspídea ligera.
- Dilatación de la aurícula y ventrículo izquierdos.
- Dilatación del anillo valvular pulmonar, tronco y ramas de la arteria pulmonar.

### 6.3.1 Estudio ETT

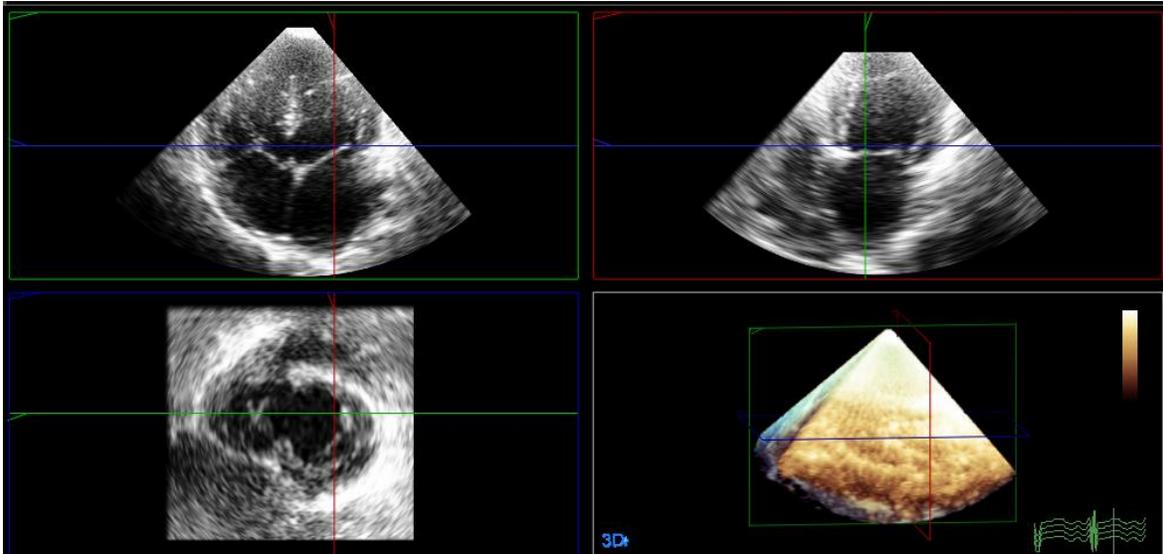
Adquisición 3D con transductor X5-1, modalidad *Full Volume* con 4 latidos.

Punto en el ciclo cardiaco seleccionado:



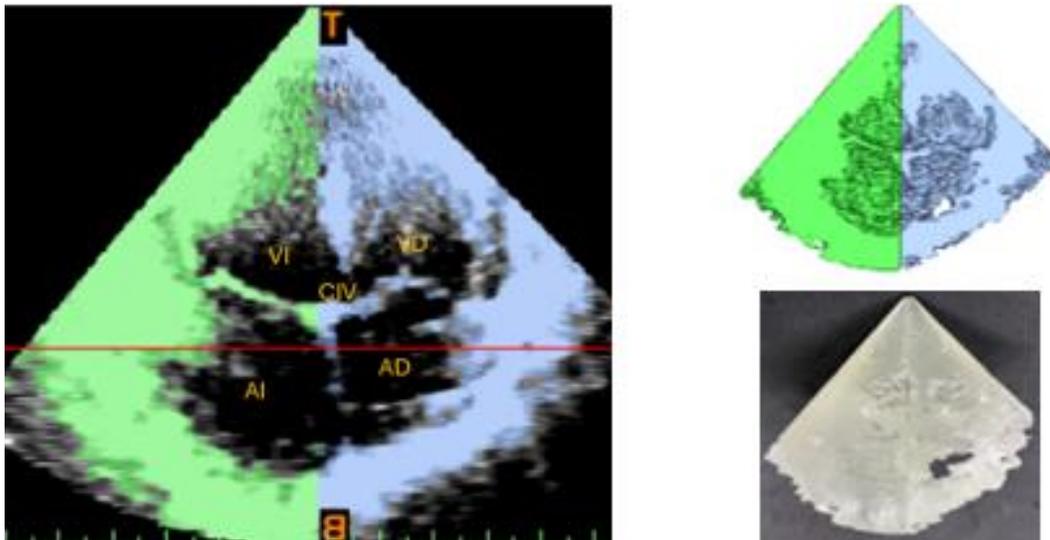
Paciente 3. a. Ciclo cardiaco.

Despliegue de 3 planos ortogonales junto con una visualización 3D en QLAB del punto en el ciclo cardiaco seleccionado:

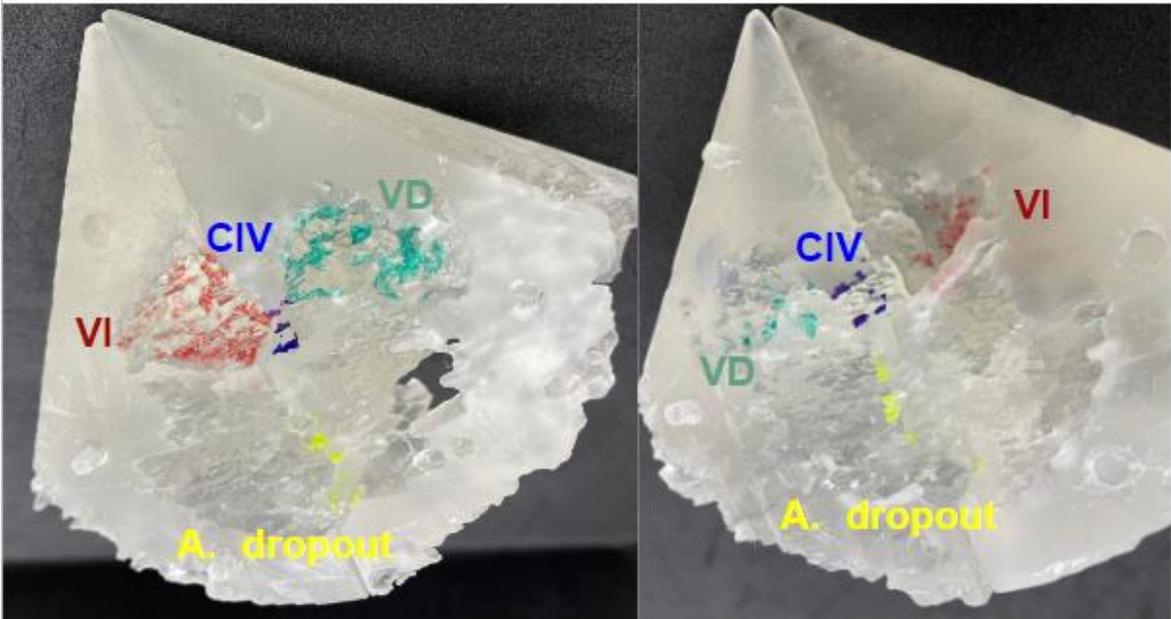


Paciente 3. b. QLAB.

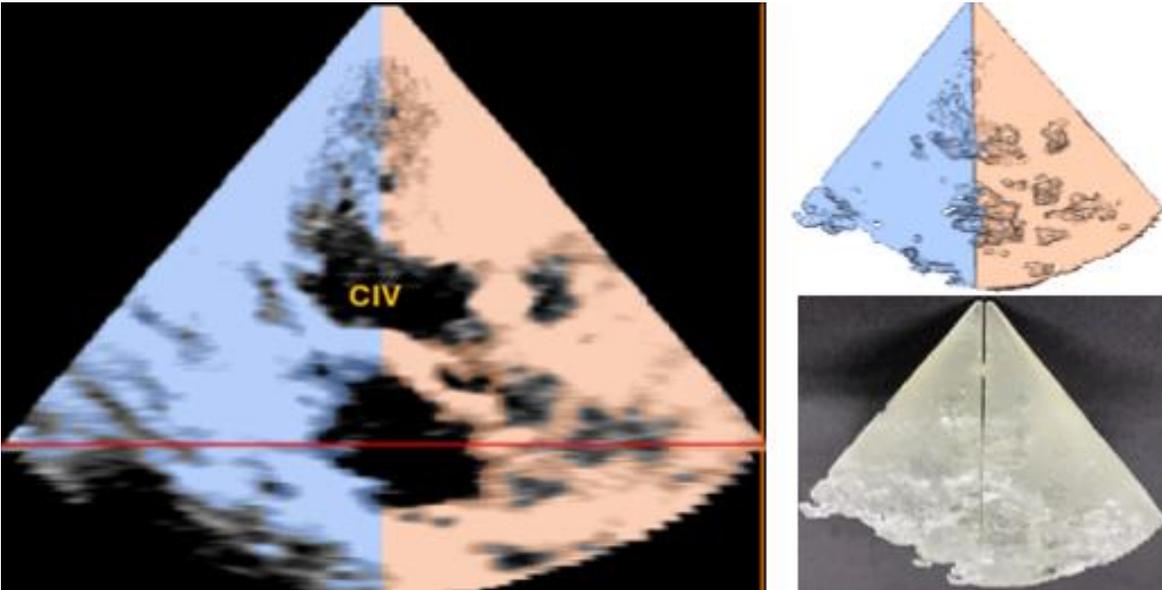
Se hizo un modelo de 4 partes que puede unirse y cubre toda la anatomía de la pirámide obtenida. Se observan las 4 cámaras del corazón: ventrículo derecho (VD), ventrículo izquierdo (VI), aurícula derecha (AD), aurícula izquierda y la CIV:



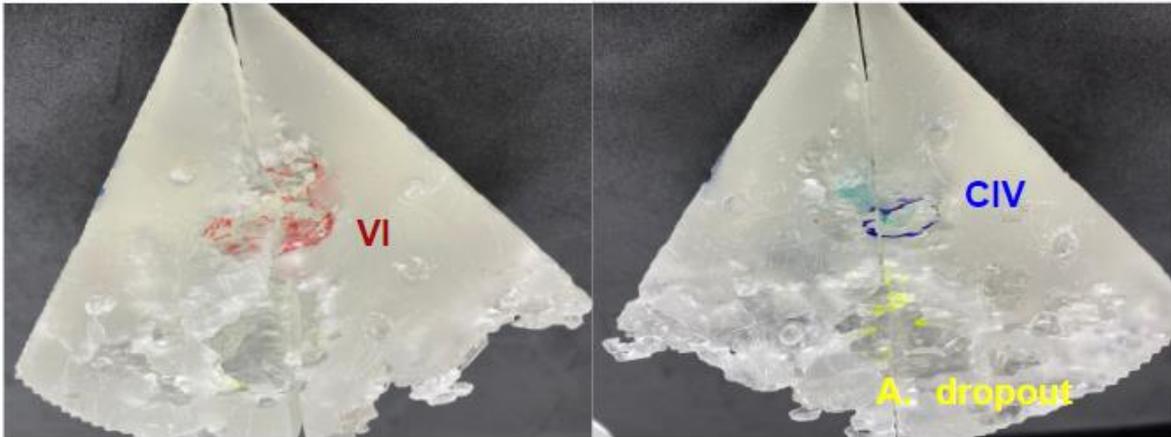
Paciente 3. c. Vista 4 cámaras del modelo.



Paciente 3. d. Referencias anatómicas en el modelo.



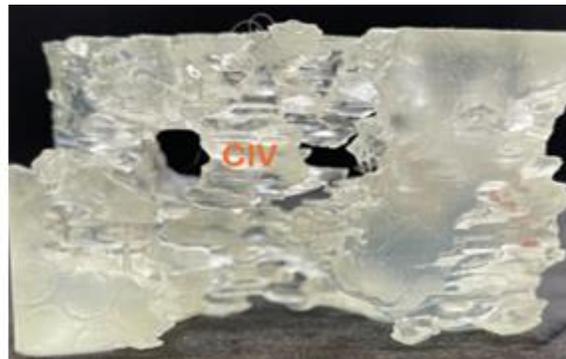
Paciente 3. e. Vista del modelo desde el ventrículo izquierdo.



Paciente 3. f. Referencias anatómicas del modelo.

### 6.3.2 Modelo de la CIV paciente 3

CIV en diástole amplia e irregular.



Paciente 3. g. Modelo de la CIV con ETT.

## 6.4 Paciente 4

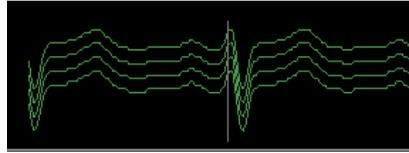
Paciente femenino de 11 años con 38 kg con antecedente de operación de bandaje de la arteria pulmonar y ligadura de conducto arterioso persistente con los siguientes defectos:

- Comunicación interventricular trabecular alta con cortocircuito bidireccional. Consultar *Tabla 6.1*.
- Insuficiencia tricuspídea muy ligera.
- Dilatación de ambas aurículas.
- Dilatación de la rama pulmonar izquierda.

### 6.4.1 Estudio TTE

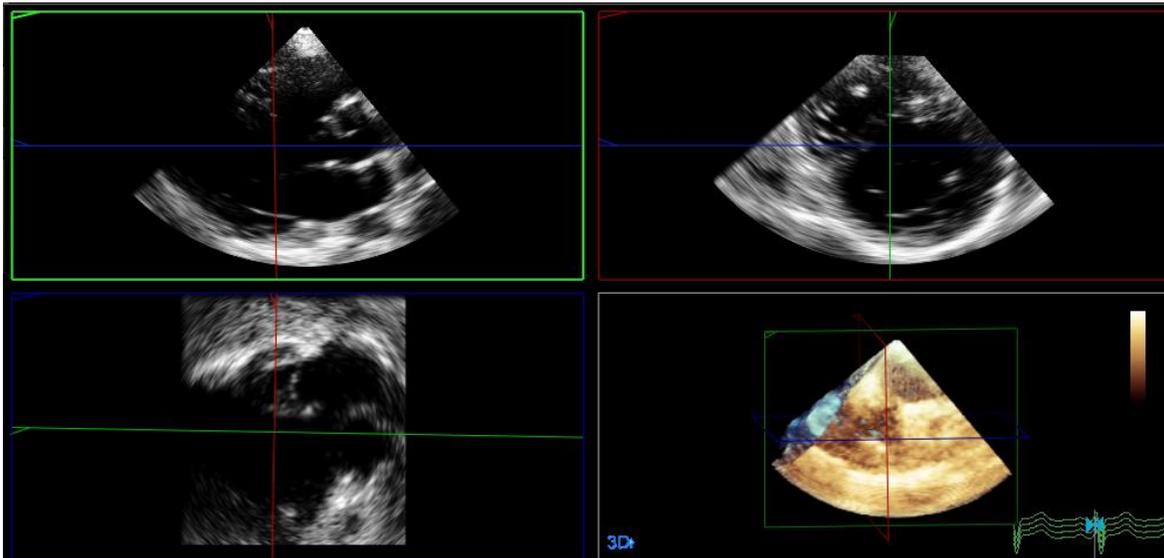
Adquisición 3D con transductor X5-1, modalidad *Full Volume* con 4 latidos.

Punto en el ciclo cardiaco seleccionado:



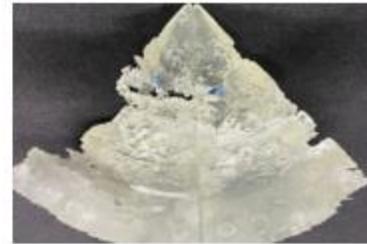
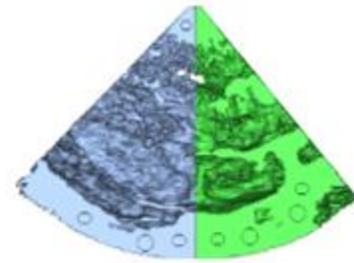
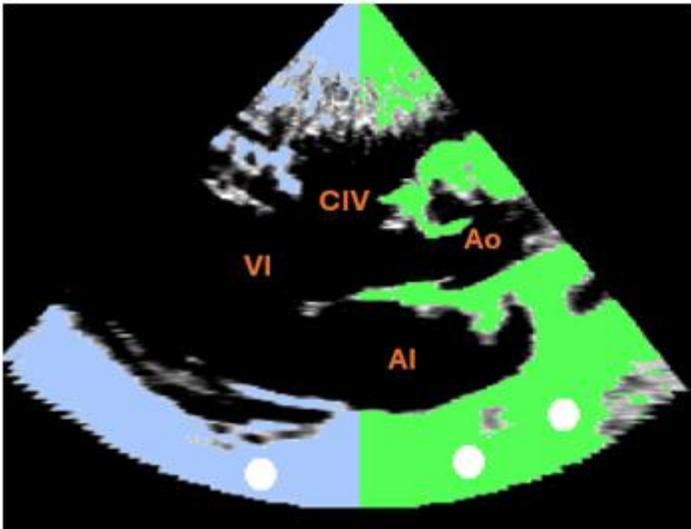
*Paciente 4. a. Ciclo cardiaco.*

Despliegue de 3 planos ortogonales junto con una visualización 3D en QLAB del punto en el ciclo cardiaco seleccionado:

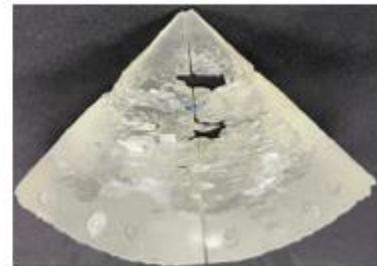
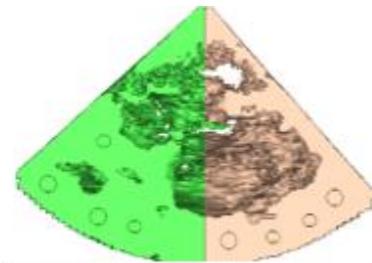
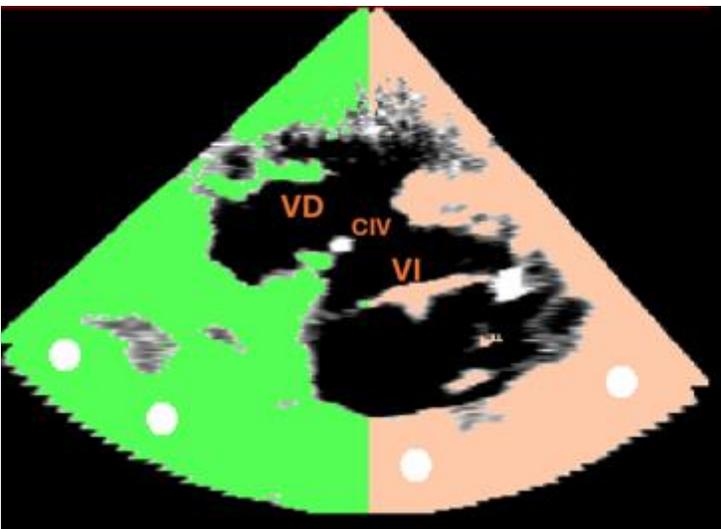


*Paciente 4. b. QLAB.*

Se hizo un modelo de 4 partes que puede unirse y que cubra toda la anatomía de la pirámide obtenida. Se observa la Aorta (Ao) como referencia para identificar a la CIV, también encontramos al ventrículo izquierdo (VI), ventrículo derecho (VD) y la aurícula izquierda (AI):

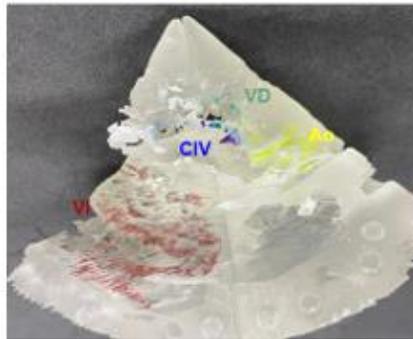
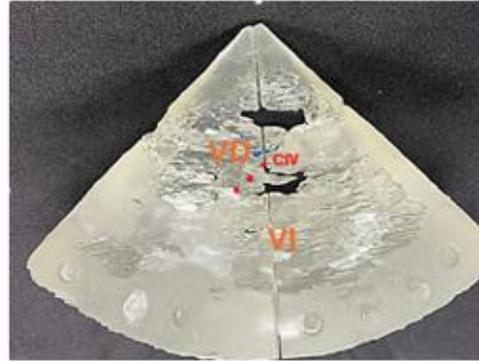
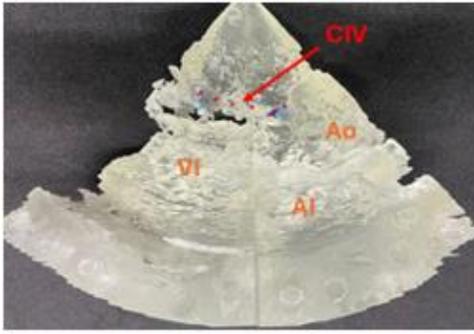


*Paciente 4. c. Vista de un eje largo del modelo.*



*Paciente 4. d. Vista del modelo en eje corto a nivel de los ventrículos.*

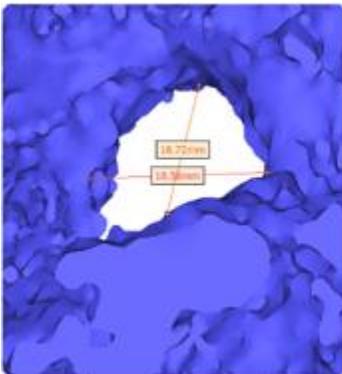
Es difícil visualizar e identificar la CIV en este modelo impreso, las siguientes referencias son aproximadas:



Paciente 4. e. Referencias anatómicas en el modelo impreso.

#### 6.4.1 Modelo de la CIV paciente 4

Este modelo impreso fue complicado para su medición física, sus medidas son aproximadas.



Paciente 4. f. Modelo de la CIV con ETT.

## 6.5 Paciente 5

Paciente masculino de 13 años con 39 Kg con los siguientes defectos:

- Comunicación interventricular perimembranosa cubierto por prolapso aórtico, con cortocircuito de izquierda a derecha. Consultar *Tabla 6.1*.
- Insuficiencia aórtica grave debido a un prolapso del seno coronario derecho a través de una comunicación interventricular.
- Dilatación importante en aurícula y ventrículo izquierdo.
- Dilatación del anillo mitral.
- Dilatación de anillo y raíz aórtica.
- Dilatación de tronco y ramas pulmonares.

### 6.5.1 Estudio ETE

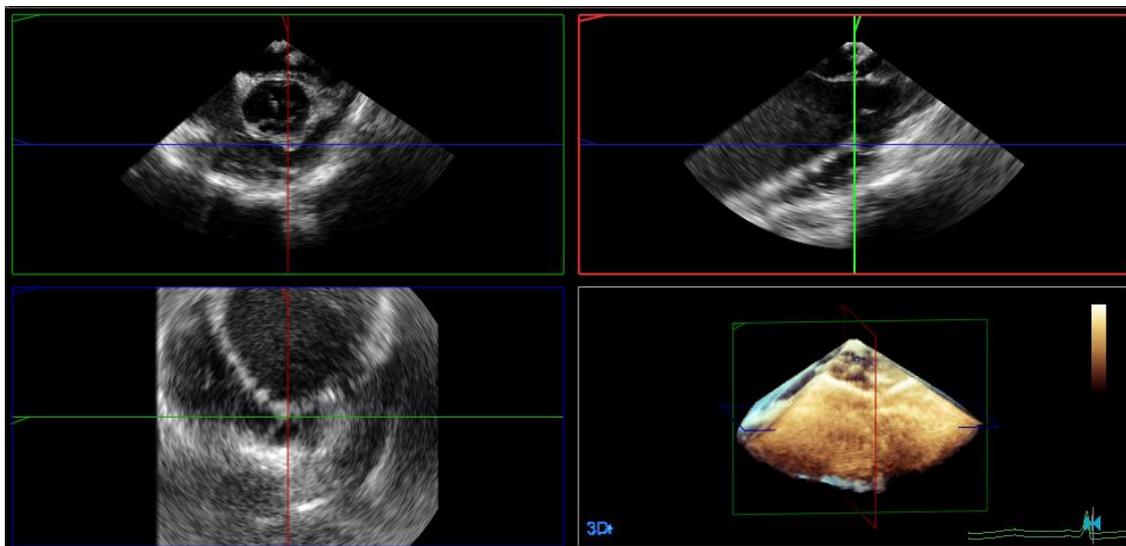
Adquisición 3D con transductor X8-2t, modalidad *Full Volume Alta TVol*.

Punto en el ciclo cardiaco seleccionado:



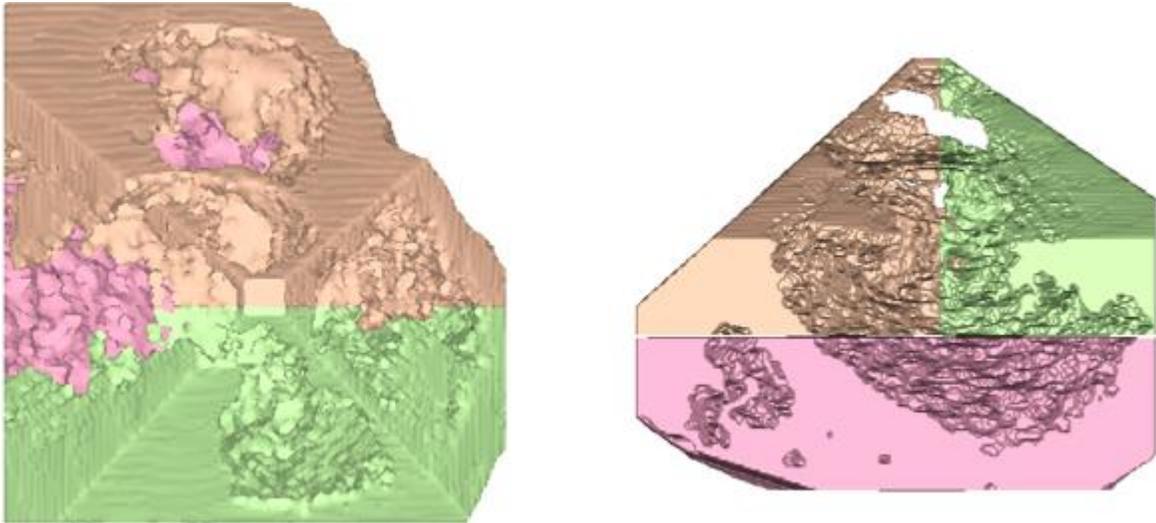
Paciente 5. a. Ciclo cardiaco.

Despliegue de 3 planos ortogonales junto con una visualización 3D en QLAB del punto en el ciclo cardiaco seleccionado:



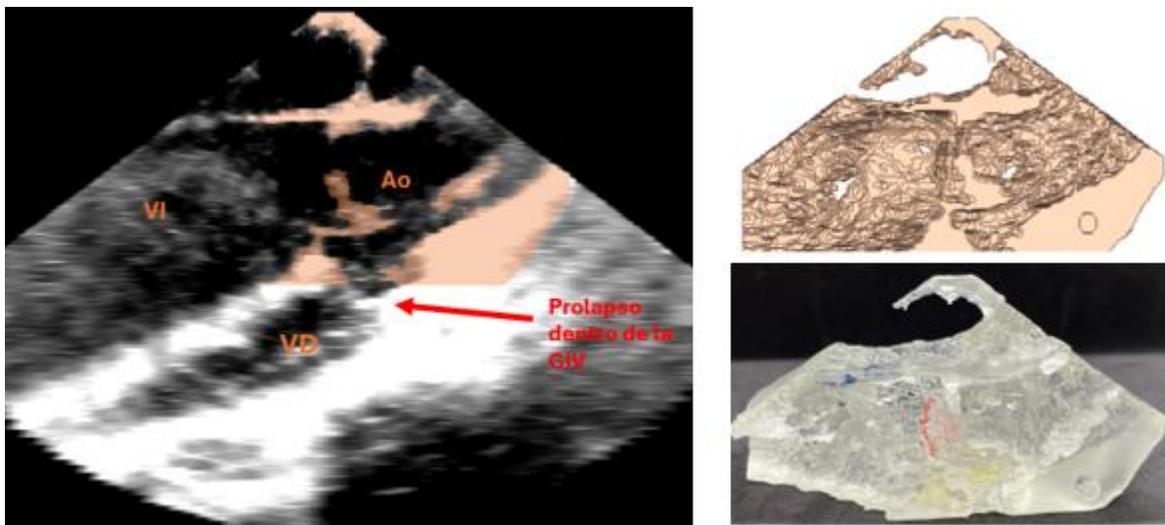
Paciente 5. b. QLAB.

Se hizo un modelo de 3 partes que puede unirse y que cubra toda la anatomía de la pirámide obtenida:

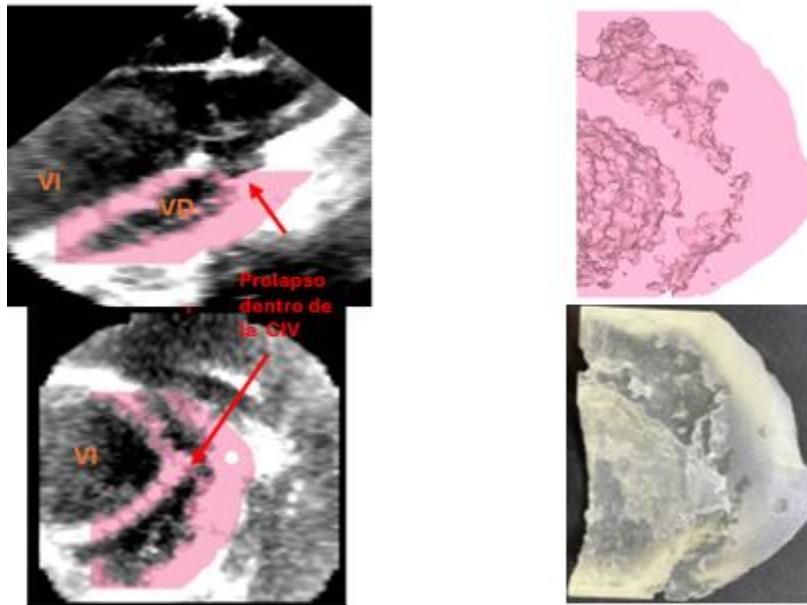


*Paciente 5. c. Modelo tridimensional.*

Se observa la Aorta (Ao) con un prolapso de la coronaria derecha dentro de la CIV, también encontramos al ventrículo izquierdo (VI) y al ventrículo derecho (VD):

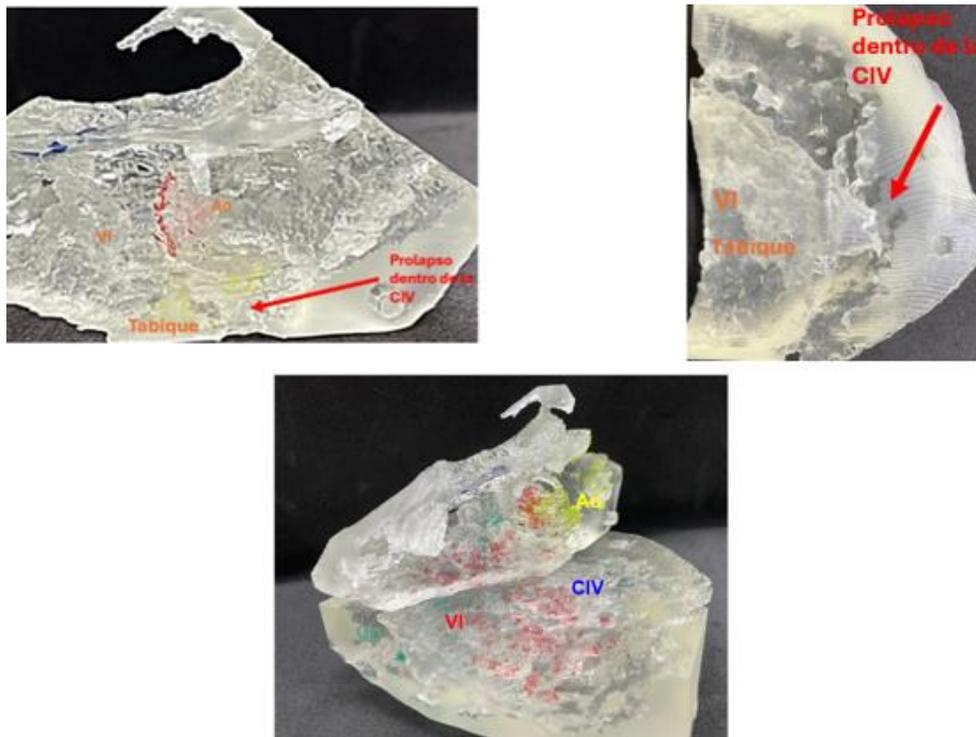


*Paciente 5. d. Vista de un eje largo del modelo.*



Paciente 5. e. Diferentes vistas del modelo con referencias.

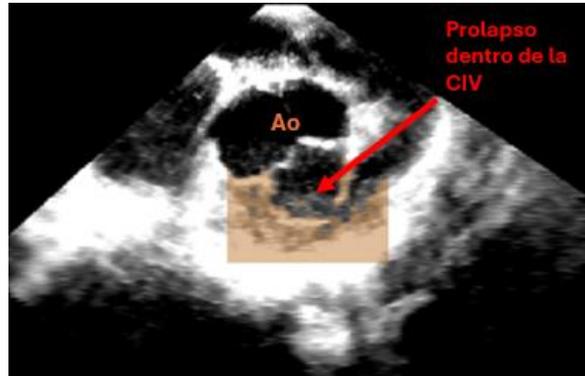
CIV en el modelo impreso:



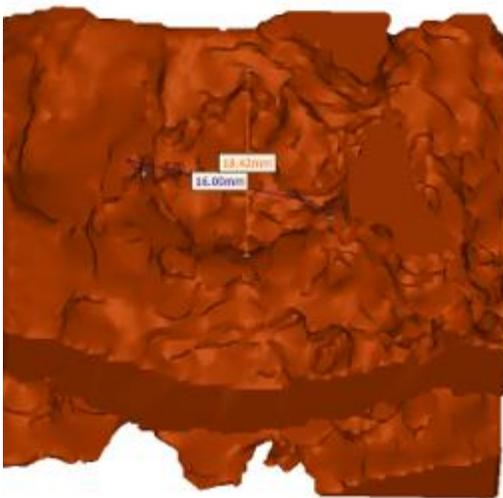
Paciente 5. f. Modelo impreso con referencias anatómicas.

### 6.5.1 Modelo de la CIV paciente 5

Segmentación de la CIV, se puede observar claramente como una de las sigmoideas tiene un prolapso dentro de la CIV:



Paciente 5. g. Máscara de segmentación.



Paciente 5. h. Modelo de la CIV con ETE.

## 6.6 Paciente 6

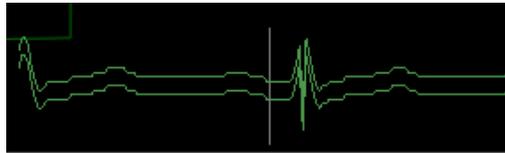
Paciente femenino de 12 años con 39 Kg, operada de sección y sutura del divertículo de Kommerell con los siguientes defectos:

- Comunicación interventricular perimembranosa, parcialmente cubierta por tejido tricuspídeo, con orificio efectivo de 5 mm, con cortocircuito de izquierda a derecha. *Consultar Tabla 6.1.*
- Insuficiencia tricúspide y pulmonar ligera.

### 6.6.1 Estudio TTE para modelo CIV

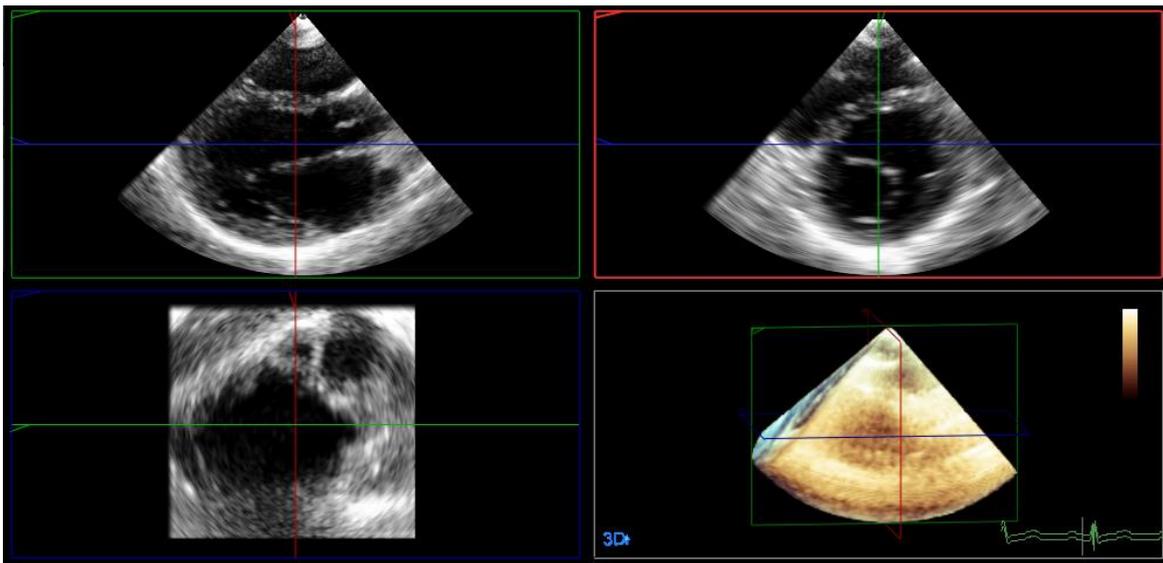
Adquisición 3D con transductor X5-1, modalidad *Full Volume* con Alta TVol.

Punto en el ciclo cardiaco seleccionado:



*Paciente 6. a. Ciclo cardiaco.*

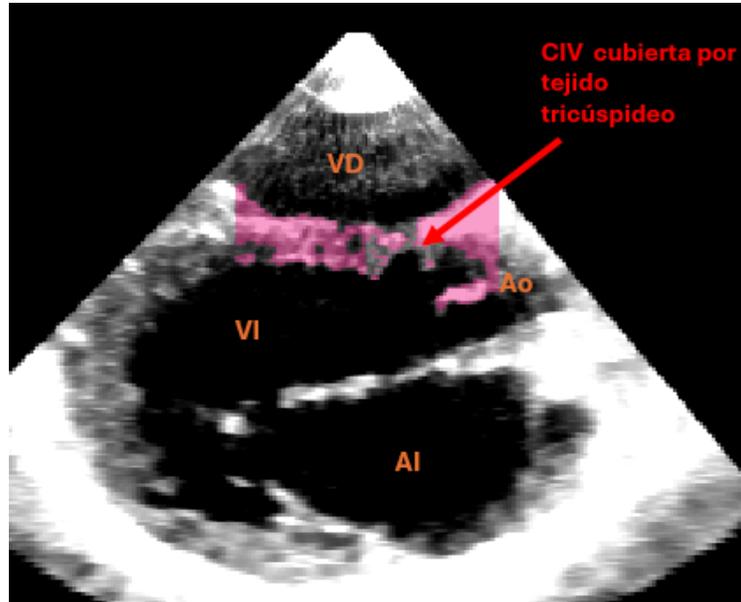
Despliegue de 3 planos ortogonales junto con una visualización 3D en QLAB del punto en el ciclo cardiaco seleccionado:



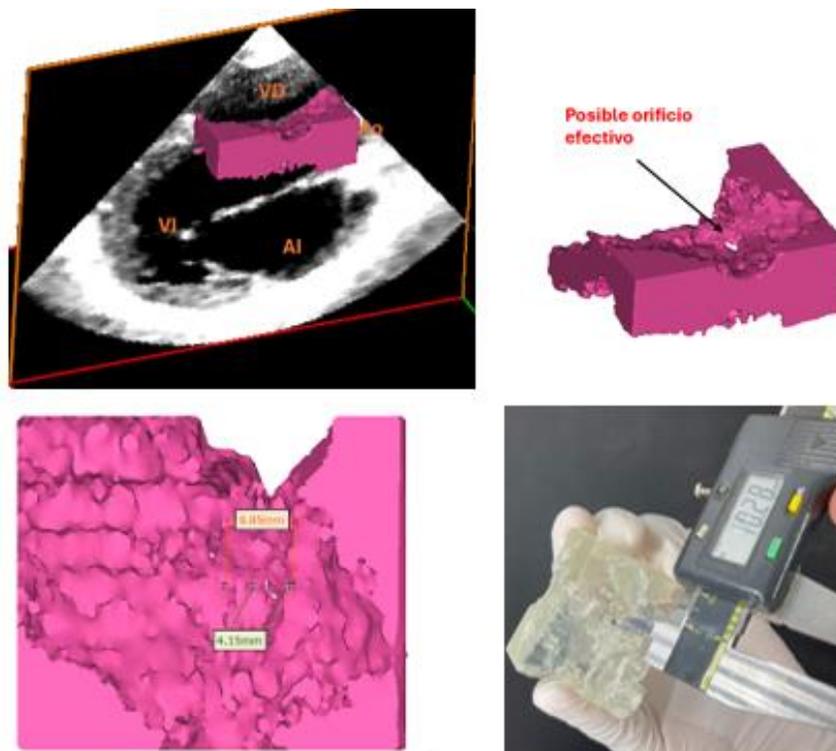
*Paciente 6. b. QLAB.*

Para este paciente no se hizo la pirámide completa, solo se hizo la segmentación de la CIV.

No fue posible quitar el tejido tricúspide de la CIV. Se observa el ventrículo derecho (VD), el ventrículo izquierdo (VI), la aorta (Ao) y la aurícula izquierda (AI). También se muestra la toma de mediciones del defecto:



Paciente 6. c. Referencia anatómica de la CIV.



Paciente 6. d. Segmentación del modelo y toma de medidas.

## 6.7 Observaciones generales de los modelos.

Con ETT y ETE 2D el defecto se midió en aproximación apical de 4 cámaras y/o eje largo paraesternal, considerando esta medición como el diámetro longitudinal; para el diámetro transversal se realizó la medición en eje corto. Estas mediciones se realizaron en forma similar con las imágenes obtenidas por adquisición 3D. Las medidas para el modelo 3D digital e impreso se realizaron bajo la supervisión del cardiólogo pediatra ecocardiografista. Como se mencionó anteriormente, las mediciones se realizaron al final de la diástole y se replicaron utilizando las herramientas del software Materialise Mimics v24.0. De manera similar, en el modelo impreso se utilizó un calibrador digital.

A continuación se muestra una tabla con las medidas obtenidas de todos los modelos de la CIV junto con otras modalidades de imagen:

<b>Tabla 6. 1. Medidas de las CIV</b>						
No.	Tipo de estudio	Tipo de medida CIV	Medidas (mm)			
			2D	Eco 3D	3D digital	3D impreso
1	ETT	Transversal	16.4	14.68	15.11	12.51
		Longitudinal	13.8	10.5	13.25	12.62
	ETE	Transversal	15.4	N/D	13.45	13.07
		Longitudinal	N/D	N/D	14.37	13.69
	CT	Transversal	16	N/D	12.87	12.40
		Longitudinal	8	N/D	14.42	14.34
2	ETT	Transversal	13.6	13.8	16.13	16.11
		Longitudinal	16.7	17.3	17.58	16.8
3	ETT	Transversal	17.1	25.8	25.58	24.58
		Longitudinal	9.7	8.17	7.96	7.63
4	ETT	Transversal	19.4	19.6	18.72	18.5
		Longitudinal	20.7	19.8	18.52	17.93
5	ETE	Transversal	N/D	17.5	16.45	16.97
		Longitudinal	N/D	18.2	18.42	18.77
6	ETT	Transversal	13.9	12.2	9.71	9.75
		Longitudinal	12.2	11.2	9.85	10.18

N/D: No se pudieron obtener los datos

Aunque puede haber algunas variaciones entre las medidas obtenidas, estas también se presentaron entre las imágenes bidimensionales de las diferentes modalidades de imagen. Recordemos que la ecocardiografía 3D es un conjunto de imágenes 2D, medir en el mismo punto que se midió en una imagen 2D es una tarea casi imposible. Las siguientes observaciones se hicieron con ayuda de un especialista:

Paciente 1: En este tipo de comunicación interventricular infundibular subarterial amplia, los modelos digitales e impresos obtenidos a partir de la segmentación permitieron visualizar el defecto en su totalidad. Aunque las imágenes de ETT mostraron el defecto adecuadamente, la calidad del modelo impreso y digital fue mejor con ETE.

Paciente 2: Se tiene una comunicación interventricular trabecular alta. Con ETT la morfología del defecto logra apreciarse en su totalidad. En la imagen *Paciente 2. f*, se puede observar que la CIV está alejada de las valvas atrioventriculares y se distingue el borde inferior (hacia el ápex). Las dimensiones del borde son importantes para determinar si es candidata a cierre percutáneo con dispositivo. Sin embargo, en el modelo impreso, este borde no logra distinguirse con facilidad.

Paciente 3: En esta comunicación interventricular trabecular alta, con extensión a la entrada, la morfología del defecto es adecuada y se logra apreciar en su totalidad. En esta CIV, la importancia es la relación con la válvula tricúspide. En la imagen *Paciente 3. g*, se observa que la CIV es amplia, con bordes irregulares, un diámetro anteroposterior más amplio que el superior inferior, y está cercana a la válvula septal tricúspide; el tratamiento es quirúrgico.

Paciente 4: Comunicación interventricular trabecular alta. Se tuvieron dificultades para visualizar la morfología de la CIV, tanto en el modelo digital como en el modelo impreso, debido a la forma irregular del defecto, lo que requirió más tiempo en el proceso de segmentación. Sin embargo, se logró una adecuada correlación de las mediciones.

Paciente 5: En esta comunicación interventricular perimembranosa cubierta por el prolapso del seno coronario, no fue posible hacer un recorte electrónico para poder visualizar la CIV sin la valva que se prolapsó dentro de ella. En este caso, el tratamiento es quirúrgico para cerrar el defecto y resuspender de la valva aórtica.

Paciente 6: Paciente con CIV perimembranosa parcialmente cubierta por tejido tricúspideo. El tejido tricúspideo que cubre parcialmente la comunicación interventricular dificultó la visualización del defecto y las mediciones en el modelo digital e impreso.

## 6.8 Factibilidad de la impresión 3D con ecocardiografía transtorácica

Para evaluar la factibilidad de los modelos impresos y digitales utilizando imágenes ETT, se realizaron varios análisis estadísticos con 5 de los 6 pacientes que contaban con este estudio. Estos análisis tuvieron como objetivo determinar la precisión y consistencia de los modelos impresos y digitales en relación con las imágenes de ETT 3D.

Para la diferencia entre las mediciones del modelo digital y el modelo impreso con la ETT 3D se calculó el error absoluto medio y la desviación estándar. Se calculó el coeficiente de correlación de Pearson. Además, se realizó una prueba t pareada para evaluar las diferencias entre las mediciones, y se aplicó el análisis de diferencias individuales o método de Bland-Altman.

<i>Tabla 6. 2. Medidas de las CIV con ETT 2D y 3D, modelos 3D digital e impreso, y error absoluto entre mediciones por ETT 3D y modelos 3D digitales e impresos.</i>							
No.	Tipo de medida CIV	Medidas (mm)					
		Eco 2D	Eco 3D	Modelo 3D digital	EA 3D-3D digital	Modelo 3D impreso	EA 3D-3D impreso
1	Transversal	16.4	14.68	15.11	0.43	12.51	2.17
	Longitudinal	13.8	10.5	13.25	2.75	12.62	2.12
2	Transversal	13.6	13.8	16.13	2.33	16.11	2.31
	Longitudinal	16.7	17.3	17.58	0.28	16.8	0.5
3	Transversal	17.1	25.8	25.58	0.22	24.58	1.22
	Longitudinal	9.7	8.17	7.96	0.21	7.63	0.54
4	Transversal	19.4	19.6	18.72	0.88	18.5	1.1
	Longitudinal	20.7	19.8	18.52	1.28	17.93	1.87
6	Transversal	13.9	12.2	9.71	2.49	9.75	2.45
	Longitudinal	12.2	11.2	9.85	1.35	10.18	1.02

Nota: Se eliminó al paciente 5 de este análisis al no tener estudio ETT.  
EA: Error absoluto.

El coeficiente de correlación de Pearson entre la ecocardiografía 3D con el modelo 3D digital e impreso fue 0.953, y de 0.952 respectivamente.

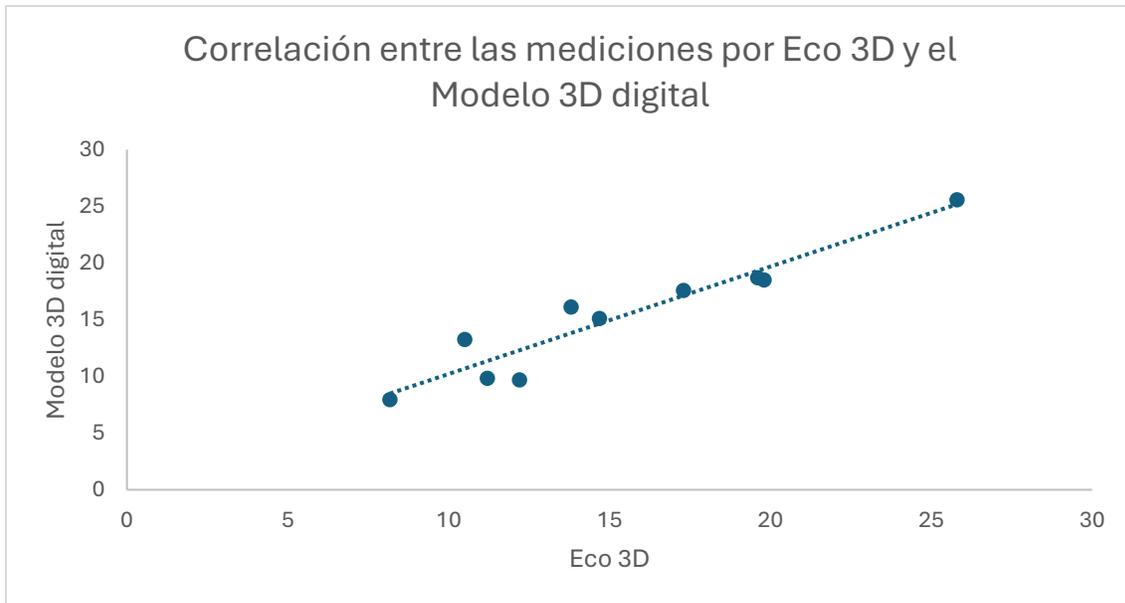


Figura 6. 1. Esta gráfica muestra la correlación entre las medidas obtenidas mediante ETT 3D y las medidas correspondientes del modelo 3D digital. El coeficiente de correlación de Pearson fue de 0.953.

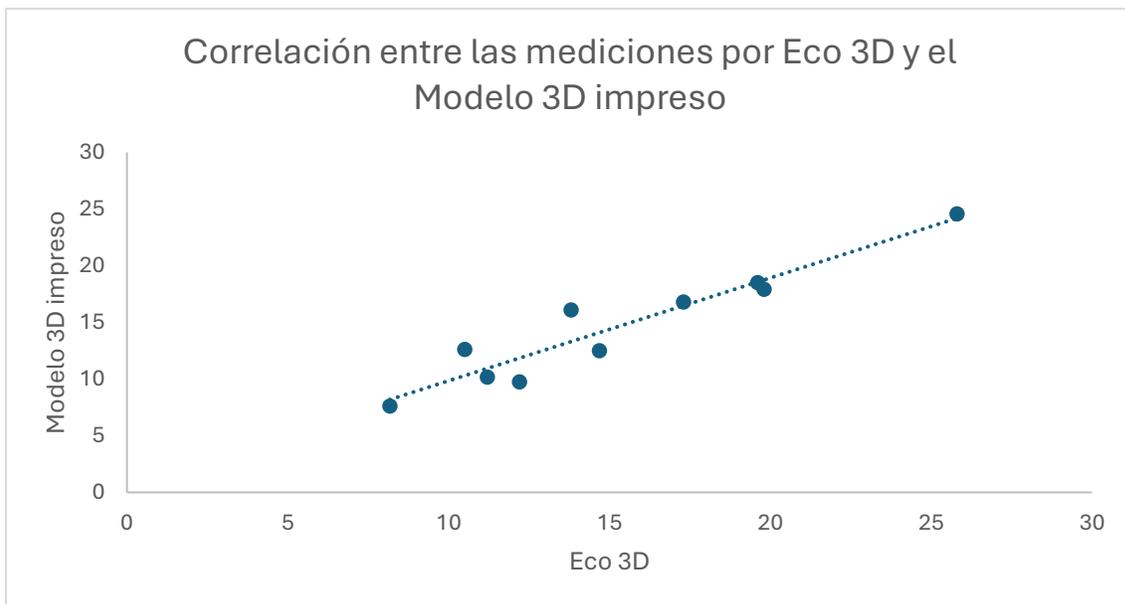


Figura 6. 2. Esta gráfica muestra la correlación entre las medidas obtenidas mediante ETT 3D y las medidas correspondientes del modelo 3D impreso. El coeficiente de correlación de Pearson fue de 0.952

Los valores obtenidos indican una fuerte relación entre las mediciones obtenidas. Esto sugiere que las mediciones de la ETT 3D son consistentes cuando se les compara con las mediciones de los modelos 3D digitales e impresos.

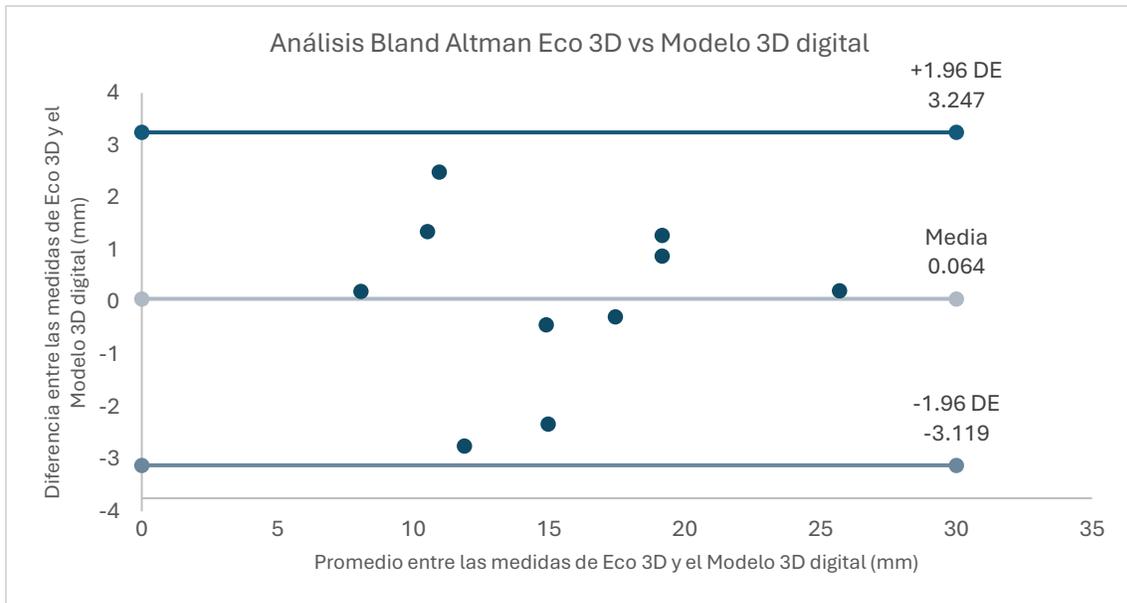


Figura 6. 3. Gráfica Bland Altman donde se observa el rango donde estarán el 95% de las diferencias entre las mediciones de la ETT 3D y los modelos 3D digitales.

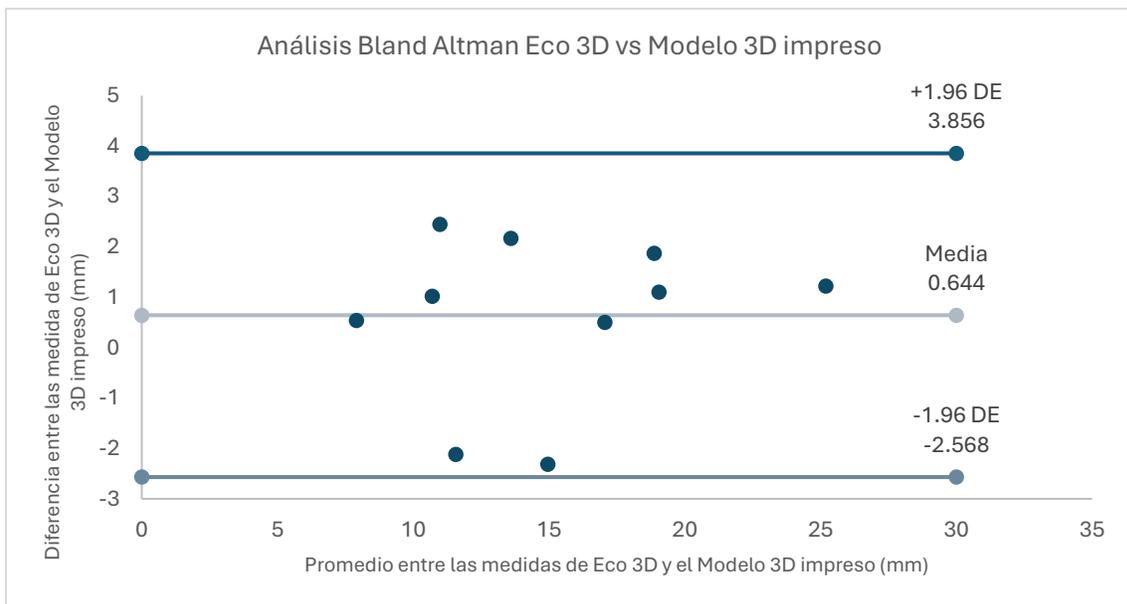


Figura 6. 4. Gráfica Bland Altman donde se observa el rango donde estarán el 95% de las diferencias entre las mediciones de la ETT 3D y los modelos 3D impresos.

El error absoluto medio entre los valores obtenidos por la ETT 3D y los modelos 3D digitales fue de 0.064 ( $\pm 1.62$ ) mm, con límites de concordancia del 95% de 3.247 a -3.119. El error absoluto medio entre los valores obtenidos por la ETT 3D y los modelos impresos fue de 0.644 ( $\pm 1.64$ ) mm, con límites de concordancia del 95% de 3.856 a -

2.568. Estos resultados muestran la precisión de los modelos al tener errores absolutos cercanos a cero con límites de concordancia estrechos.

La prueba t pareada reveló que no hubo una diferencia estadísticamente significativa entre la ecocardiografía 3D y los modelos 3D digitales con un valor de  $p=0.904$  y  $p=0.245$  entre la ecocardiografía 3D y los modelos impresos. Un valor de  $p$  mayor que 0.05 sugiere que no hay diferencias significativas entre las mediciones. Estos resultados indican una alta concordancia entre las mediciones obtenidas entre la ETT 3D, los modelos 3D digitales y los modelos impresos.

## Capítulo 7 Conclusiones y trabajo a futuro

El uso de modelos impresos para visualizar las CIV es una gran herramienta para obtener una apreciación tangible de su morfología y su relación con otras estructuras anatómicas. Estos modelos pudieron desarrollarse exitosamente utilizando la metodología propuesta en este trabajo. En los modelos obtenidos, se observó que las comunicaciones interventriculares musculares son aquellas en las que se logró definir con mayor precisión la morfología, las dimensiones y posiblemente la relación con las valvas atrioventriculares.

Los resultados del análisis estadístico indican que es factible y preciso realizar modelos 3D digitales e impresos a partir de ETT 3D. Estos modelos reflejan adecuadamente la morfología, las relaciones espaciales y las dimensiones de los diferentes tipos de CIV.

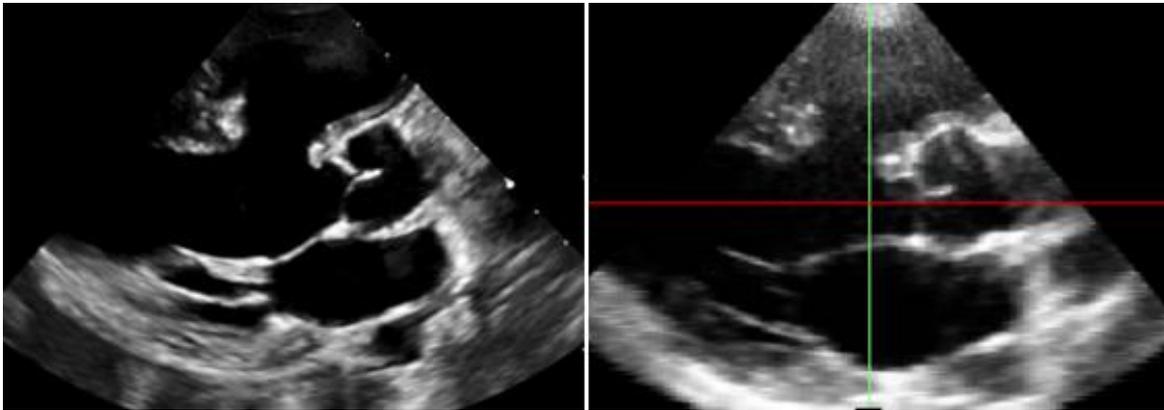
Para respaldar aún más los datos estadísticos y la factibilidad de los modelos digitales e impresos, se propone un estudio más exhaustivo que compare las medidas de las CIV con corazones reales y otras técnicas de imagen, lo que permitiría validar la precisión y utilidad de estos modelos en un contexto clínico más amplio.

Este trabajo proporciona una base sólida para usuarios interesados en desarrollar este tipo de modelos, ofreciendo un panorama general sobre la ecografía, los procesos físicos por los cuales se forman las imágenes, los artefactos que podrían presentarse al momento de segmentar las imágenes y el proceso completo para obtener el modelo final.

No cabe duda de que los modelos impresos utilizando datos de ecocardiografía 3D son una gran herramienta para el diagnóstico, la planificación y el entrenamiento quirúrgico. [1], [2] Sin embargo, la obtención de estos modelos depende de la adquisición de software especializado, necesario para acceder a la información volumétrica de los datos. Como trabajo a futuro, se propone la creación de un software

que permita exportar los datos de forma adecuada a programas de procesamiento de imágenes médicas, facilitando la implementación de esta metodología en más instituciones de salud, independientemente de los equipos que posean.

Es importante considerar que el conjunto de imágenes bidimensionales que conforman las imágenes 3D suelen tener una calidad de imagen inferior a la de una sola imagen en modo B. Es fundamental buscar mejoras en los transductores para optimizar la calidad de imágenes, así como en el software y hardware de los equipos de ecocardiografía que procesan estas imágenes. Es importante seguir mejorando la calidad de las imágenes para obtener modelos más precisos y que representen de forma adecuada la compleja anatomía del corazón.



*Figura 7. 1. Comparación entre una imagen ETT en modo-b (izquierda) y una imagen que forma parte del conjunto de imágenes que forman un volumen 3D de ETT.*

Otra limitación significativa de este trabajo es que las segmentaciones deben realizarse bajo la supervisión de un médico especializado, debido al alto nivel de ruido en las imágenes de ecocardiografía. El desarrollo de filtros y software que permita una segmentación más rápida y precisa permitiría tener modelos más rápidos y de mejor calidad. En futuros trabajos, se podría explorar el uso de inteligencia artificial (IA) para mejorar la segmentación de las estructuras anatómicas. Numerosos estudios demuestran el potencial de la IA en la segmentación de estructuras anatómicas utilizando imágenes médicas con excelentes resultados. [119]

Cómo se mencionó previamente, en la etapa de adquisición de datos; para poder obtener imágenes sin distorsiones que no afecten el diagnóstico clínico se debe tratar de minimizar los artefactos causados por los movimientos cardiacos, respiratorios e involuntarios. El estrés podría ser un factor que afecte los movimientos del paciente, al menos en pacientes de más edad. El uso de equipos para monitoreo de sus variables fisiológicas para poder lidiar con el estrés podría ser beneficioso. Se plantea el uso de

equipo desarrollado con el proyecto PAPIIT "Sistema para la evaluación psicofisiológica del estrés" para evaluar la calidad de las imágenes después de usar el sistema.

Finalmente, se espera que gracias a este trabajo se pueda explorar aún más el uso de los modelos anatómicos impresos en el área clínica, especialmente en el Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez. Esto representaría un cambio significativo en la práctica clínica, mejorando la atención y los resultados de los pacientes.

## Referencias

- [1] Y. Fan, R. H. L. Wong, y A. P.-W. Lee, “Three-dimensional printing in structural heart disease and intervention”, *Ann Transl Med*, vol. 7, núm. 20, pp. 579–579, oct. 2019, doi: 10.21037/atm.2019.09.73.
- [2] C. L. Ventola, “Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses.”, *P T*, vol. 39, núm. 10, pp. 704–11, oct. 2014.
- [3] K. L. Mowers, J. B. Fullerton, D. Hicks, G. K. Singh, M. C. Johnson, y S. Anwar, “3D Echocardiography Provides Highly Accurate 3D Printed Models in Congenital Heart Disease”, *Pediatr Cardiol*, vol. 42, núm. 1, pp. 131–141, ene. 2021, doi: 10.1007/s00246-020-02462-4.
- [4] L. J. Olivieri, A. Krieger, Y. H. Loke, D. S. Nath, P. C. W. Kim, y C. A. Sable, “Three-dimensional printing of intracardiac defects from three-dimensional echocardiographic images: Feasibility and relative accuracy”, *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 28, núm. 4, pp. 392–397, abr. 2015, doi: 10.1016/j.echo.2014.12.016.
- [5] B. P. Samuel, C. Pinto, T. Pietila, y J. J. Vettukattil, “Ultrasound-Derived Three-Dimensional Printing in Congenital Heart Disease”, *J Digit Imaging*, vol. 28, núm. 4, pp. 459–461, ago. 2015, doi: 10.1007/s10278-014-9761-5.
- [6] A. Mashari *et al.*, “Making three-dimensional echocardiography more tangible: A workflow for three-dimensional printing with echocardiographic data”, *Echo Research and Practice*, vol. 3, núm. 4. BioScientifica Ltd., pp. R57–R64, el 1 de diciembre de 2016. doi: 10.1530/ERP-16-0036.
- [7] A. Hosny, T. Shen, A. S. Kuo, D. Long, M. N. Andrawes, y J. D. Dilley, “Unlocking vendor-specific tags: Three-dimensional printing of echocardiographic data sets”, *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 155, núm. 1, pp. 143-145.e1, ene. 2018, doi: 10.1016/j.jtcvs.2017.08.064.
- [8] N. L. McDaniel, “Ventricular and Atrial Septal Defects”, *Pediatr Rev*, vol. 22, núm. 8, pp. 265–270, ago. 2001, doi: 10.1542/pir.22-8-265.
- [9] K. A. Kaproth-Joslin, R. Nicola, y V. S. Dogra, “The history of US: From bats and boats to the bedside and beyond”, *Radiographics*, vol. 35, núm. 3, pp. 960–970, may 2015, doi: 10.1148/rg.2015140300.

- [10] J. Woo, “History of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, Part 1”. Consultado: el 29 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ob-ultrasound.net/history1.html>
- [11] M. Maleki y M. Esmailzadeh, “The Evolutionary Development of Echocardiography”, 2012. Consultado: el 29 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3565194/pdf/IJMS-37-222.pdf>
- [12] C. Hernández Matos y C. Muñoz Gamboa, *Ultrasonido diagnóstico*, Primera edición. Santiago de Chile: Editorial Universidad de Santiago de Chile, 2012.
- [13] R. Valdés Cristerna, J. Aspiroz Leehan, C. Hernández Matos, y M. Cadena Méndez, *Imagenología Médica*, Primera edición. México: Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa, 1995.
- [14] I. Edler y K. Lindström, “The history of echocardiography”, *Ultrasound Med Biol*, vol. 30, núm. 12, pp. 1565–1644, 2004, doi: 10.1016/S0301-5629(99)00056-3.
- [15] K. T. Dussik, “Über die Möglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwerten”, *Zeitschrift für die gesamte Neurologie und Psychiatrie*, vol. 174, núm. 1, pp. 153–168, dic. 1942, doi: 10.1007/BF02877929.
- [16] G. Ludwig y F. Struthers, “Considerations underlying the use of ultrasound to detect gallstones and foreign bodies in tissue: project MN 004-001. Report no. 4”, BETHESDA MD, may 1946.
- [17] J. J. Wild y J. M. Reid, “Application of Echo-Ranging Techniques to the Determination of Structure of Biological Tissues”, *Science (1979)*, vol. 115, núm. 2983, pp. 226–230, feb. 1952, doi: 10.1126/science.115.2983.226.
- [18] D. H. HOWRY y W. R. BLISS, “Ultrasonic visualization of soft tissue structures of the body.”, *J Lab Clin Med*, vol. 40, núm. 4, pp. 579–92, oct. 1952.
- [19] I. Edler y C. H. Hertz, “The Use of Ultrasonic Reflectoscope for the Continuous Recording of the Movements of Heart Walls.”, *Clin Physiol Funct Imaging*, vol. 24, núm. 3, pp. 118–136, may 2004, doi: 10.1111/j.1475-097X.2004.00539.x.
- [20] S. Satomura, S. Matsubara, y M. Yoshioka, “A new method of mechanical vibration measurement and its application”, *Mem Inst Sci Ind Res Osaka Univ*, vol. 13, p. 125, 1956.
- [21] C. D. SIDE y R. G. GOSLING, “Non-surgical Assessment of Cardiac Function”, *Nature*, vol. 232, núm. 5309, pp. 335–336, jul. 1971, doi: 10.1038/232335a0.

- [22] A. Di Franco *et al.*, “Serendipity and innovation: history and evolution of transthoracic echocardiography”, *J Thorac Dis*, vol. 9, núm. S4, pp. S257–S263, abr. 2017, doi: 10.21037/jtd.2017.03.90.
- [23] B. M. James Griffith y W. L. Henry, “A Sector Scanner for Real Time Two-Dimensional Echocardiography”. [En línea]. Disponible en: <http://circ.ahajournals.org/>
- [24] J. Woo, “History of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, Part 2”. Consultado: el 29 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ob-ultrasound.net/history2.html>
- [25] R. M. Gowda, I. A. Khan, B. C. Vasavada, T. J. Sacchi, y R. Patel, “History of the evolution of echocardiography”, *Int J Cardiol*, vol. 97, núm. 1, pp. 1–6, oct. 2004, doi: 10.1016/j.ijcard.2003.07.018.
- [26] S. Singh y A. Goyal, “The origin of echocardiography: a tribute to Inge Edler.”, *Tex Heart Inst J*, vol. 34, núm. 4, pp. 431–8, 2007.
- [27] A. G. Fraser, M. J. Monaghan, A. F. W. van der Steen, y G. R. Sutherland, “A concise history of echocardiography: timeline, pioneers, and landmark publications”, *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*, vol. 23, núm. 9, pp. 1130–1143, ago. 2022, doi: 10.1093/ehjci/jeac111.
- [28] K. Orihashi, “The history of transesophageal echocardiography: the role of inspiration, innovation, and applications”, *J Anesth*, vol. 34, núm. 1, pp. 86–94, feb. 2020, doi: 10.1007/s00540-019-02708-3.
- [29] L. Frazin, J. V Talano, L. Stephanides, H. S. Loeb, L. Kopel, y R. M. Gunnar, “Esophageal echocardiography.”, *Circulation*, vol. 54, núm. 1, pp. 102–108, jul. 1976, doi: 10.1161/01.CIR.54.1.102.
- [30] K. Hisanaga, A. Hisanaga, S. Kazuhiko Nagata, y Y. Ichie, “Transesophageal cross-sectional echocardiography”, *Am Heart J*, vol. 100, núm. 5, pp. 605–609, 1980, doi: 10.1016/0002-8703(80)90223-9.
- [31] J. Woo, “History of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, Part 3”. Consultado: el 28 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ob-ultrasound.net/history3.html>
- [32] K. Baba, “Development of 3D Ultrasound”, *Donald School Journal of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, vol. 4, núm. 3, pp. 205–215, sep. 2010, doi: 10.5005/jp-journals-10009-1144.

- [33] K. Baba, K. Satoh, S. Sakamoto, T. Okai, y S. Ishii, “Ultrasonic 3-D imaging system Development of an ultrasonic system for three-dimensional reconstruction of the fetus”, *J. Perinat. Med*, vol. 17, núm. 1, p. 19, 1989, doi: 10.1515/jpme.1989.17.1.19.
- [34] J. Woo, “Kretztechnik Ultrasound, Zipf, Austria”. Consultado: el 28 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ob-ultrasound.net/kretztechnik.html>
- [35] R. W. Martin y G. Bashein, “Measurement of Stroke Volume with Three-dimensional Transesophageal Ultrasonic Scanning”, *Anesthesiology*, vol. 70, núm. 3, pp. 470–476, mar. 1989, doi: 10.1097/00000542-198903000-00017.
- [36] L. Zhi-an, W. Xin-fang, L. Ping, H. Gang, Z. Li-hui, y Y. Ya, “Study on three dimensional reconstruction of transesophageal echocardiographic images”, *Journal of Tongji Medical University*, vol. 15, núm. 1, pp. 10–15, mar. 1995, doi: 10.1007/BF02887877.
- [37] H. Wollschlager *et al.*, “Transesophageal echo computer tomography: a new method for dynamic 3-D imaging of the heart (echo-CT)”, en [1989] *Proceedings. Computers in Cardiology*, IEEE Comput. Soc. Press, p. 39. doi: 10.1109/CIC.1989.130474.
- [38] K. Gunasegaran, J. Yao, S. De Castro, H. Joachim Nesser, y N. G. Pandian, “Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography (TEE) and Other Future Directions”, *Cardiol Clin*, vol. 18, núm. 4, pp. 893–910, nov. 2000, doi: 10.1016/S0733-8651(05)70186-7.
- [39] Duke University, “The Pioneers of 3D Ultrasound”, Duke Pratt School of Engineering. Consultado: el 29 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://pratt.duke.edu/about/news/pioneers-3d-ultrasound>
- [40] V. C. C. Wu y M. Takeuchi, “Three-dimensional echocardiography: Current status and real-life applications”, *Acta Cardiologica Sinica*, vol. 33, núm. 2. Republic of China Society of Cardiology, pp. 107–118, el 1 de marzo de 2017. doi: 10.6515/ACS20160818A.
- [41] A. Vargas, L. M. Amescua-Guerra, M. A. Bernal, C. Pineda, y V. Subdirector, “Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoanatomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos”, *Acta Ortop Mex*, vol. 22, núm. 6, pp. 361–373, 2008.
- [42] A. Segura-Grau, A. Sáez-Fernández, A. Rodríguez-Lorenzo, y N. Díaz-Rodríguez, “Curso de ecografía abdominal. Introducción a la técnica ecográfica. Principios físicos. Lenguaje ecográfico”, *SEMERGEN - Medicina de Familia*, vol. 40, núm. 1, pp. 42–46, ene. 2014, doi: 10.1016/j.semereg.2013.09.008.

- [43] C. Pineda Villaseñor, M. M. Palacios, y A. Bernal González, “Principios físicos básicos del ultrasonido”, *Investig. En Discapac*, vol. 1, pp. 25–34, 2012.
- [44] N. Díaz-Rodríguez, R. P. Garrido-Chamorro, y J. Castellano-Alarcón, “Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico”, *SEMERGEN - Medicina de Familia*, vol. 33, núm. 7, pp. 362–369, ago. 2007, doi: 10.1016/S1138-3593(07)73916-3.
- [45] A. Carovac, F. Smajlovic, y D. Junuzovic, “Application of Ultrasound in Medicine”, *Acta Informatica Medica*, vol. 19, núm. 3, p. 168, 2011, doi: 10.5455/aim.2011.19.168-171.
- [46] F. Alfageme Roldán, J. Mollet Sánchez, y E. Cerezo López, “Principios físicos y generalidades”, *Actas Dermosifiliogr*, vol. 106, pp. 3–9, nov. 2015, doi: 10.1016/S0001-7310(16)30002-3.
- [47] K. K. Shung, *Diagnostic Ultrasound*. CRC Press, 2015. doi: 10.1201/b18323.
- [48] A. J. Fischetti y R. C. Scott, “Basic Ultrasound Beam Formation and Instrumentation”, *Clin Tech Small Anim Pract*, vol. 22, núm. 3, pp. 90–92, ago. 2007, doi: 10.1053/j.ctsap.2007.05.002.
- [49] I. Sánchez- Serrano, M. Santa-Olalla, A. Jiménez, A. Navarro, J. Martínez, y S. Ibáñez, “Artefactos en ecografía todo lo que el residente debe saber”, *Seram*, vol. 2, núm. 1, abr. 2018.
- [50] T. Whittingham y K. Martin, “Transducers and beam-forming”, en *Diagnostic Ultrasound*, Cambridge University Press, 2010, pp. 23–46. doi: 10.1017/CBO9780511750885.005.
- [51] J. E. Aldrich, “Basic physics of ultrasound imaging”, *Critical Care Medicine*, vol. 35, núm. 5 SUPPL. mayo de 2007. doi: 10.1097/01.CCM.0000260624.99430.22.
- [52] L. Demi, “Practical guide to ultrasound beam forming: Beam pattern and image reconstruction analysis”, *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 8, núm. 9. MDPI AG, el 3 de septiembre de 2018. doi: 10.3390/app8091544.
- [53] mindray, “Getting to Know Ultrasound Transducers”. Consultado: el 31 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.mindray.com/na/news-and-events/blog/getting-to-know-ultrasound-transducers/>
- [54] P. Laugier y G. Haïat, “Introduction to the Physics of Ultrasound”, en *Bone Quantitative Ultrasound*, Dordrecht: Springer Netherlands, 2011, pp. 29–45. doi: 10.1007/978-94-007-0017-8\_2.

- [55] J. E. Wilhjelm, A. Illum, M. Kristensson, y O. T. Andersen, “Medical diagnostic ultrasound-physical principles and imaging”, *Andersen Biomedical Engineering, DTU Elektro Technical University of Denmark*, vol. 3, núm. 2, 2013.
- [56] P. N. T. Wells, “Absorption and dispersion of ultrasound in biological tissue”, *Ultrasound Med Biol*, vol. 1, núm. 4, pp. 369–376, mar. 1975, doi: 10.1016/0301-5629(75)90124-6.
- [57] H. T. Le *et al.*, “Imaging Artifacts in Echocardiography”, *Anesthesia and Analgesia*, vol. 122, núm. 3. Lippincott Williams and Wilkins, pp. 633–646, el 1 de marzo de 2016. doi: 10.1213/ANE.0000000000001085.
- [58] G. Kossoff, “Basic Physics and Imaging Characteristics of Ultrasound”, *World J Surg*, vol. 24, núm. 2, pp. 134–142, feb. 2000, doi: 10.1007/s002689910026.
- [59] M. F. Rojas-Gómez, L. G. Ardila-Torres, y N. Jaramillo-Botero, “Artificios ecográficos más frecuentes del modo B: Consideraciones para la adecuada interpretación en la práctica del ultrasonido aplicado a los cuidados médicos perioperatorios”, *Anestesia en México*, vol. 29, núm. 3, 2017.
- [60] F. C. Laing y A. B. Kurtz, “The importance of ultrasonic side-lobe artifacts.”, *Radiology*, vol. 145, núm. 3, pp. 763–768, dic. 1982, doi: 10.1148/radiology.145.3.7146410.
- [61] Q. Huang y Z. Zeng, “A Review on Real-Time 3D Ultrasound Imaging Technology”, *BioMed Research International*, vol. 2017. Hindawi Limited, 2017. doi: 10.1155/2017/6027029.
- [62] R. W. Prager, U. Z. Ijaz, A. H. Gee, y G. M. Treece, “Three-dimensional ultrasound imaging”, *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 224, núm. 2, pp. 193–223, feb. 2010, doi: 10.1243/09544119JEIM586.
- [63] Q. Huang, B. Xie, P. Ye, y Z. Chen, “Correspondence - 3-D ultrasonic strain imaging based on a linear scanning system”, *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 62, núm. 2, pp. 392–400, feb. 2015, doi: 10.1109/TUFFC.2014.006665.
- [64] J. A. Hossack, J. S. Ha, y T. S. Sumanaweera, “Quantitative free-hand 3D ultrasound imaging based on a modified 1D transducer array.”, M. F. Insana y K. K. Shung, Eds., may 2001, pp. 102–112. doi: 10.1117/12.428230.
- [65] D. L. King, D. L. King Jr, y M. Yi-Ci Shao, “Three-Dimensional Spatial Registration and Interactive Display of Position and Orientation of Real-Time Ultrasound Images”, 1990.
- [66] T. R. Nelson, D. H. Pretorius, M. Sklansky, y S. Hagen-Ansert, “Three-dimensional echocardiographic evaluation of fetal heart anatomy and function: acquisition,

analysis, and display.”, *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 15, núm. 1, pp. 1–9, ene. 1996, doi: 10.7863/jum.1996.15.1.1.

- [67] R. M. Lang *et al.*, “EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography”, *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 25, núm. 1, pp. 3–46, ene. 2012, doi: 10.1016/j.echo.2011.11.010.
- [68] J. Deng, J. E. Gardener, C. H. Rodeck, y W. R. Lees, “Fetal echocardiography in three and four dimensions”, *Ultrasound Med Biol*, vol. 22, núm. 8, pp. 979–986, ene. 1996, doi: 10.1016/S0301-5629(96)00119-6.
- [69] J. Hung *et al.*, “3D Echocardiography: A Review of the Current Status and Future Directions”, *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 20, núm. 3, pp. 213–233, mar. 2007, doi: 10.1016/j.echo.2007.01.010.
- [70] F. Mohamed y C. Vei Siang, “A Survey on 3D Ultrasound Reconstruction Techniques”, en *Artificial Intelligence - Applications in Medicine and Biology*, IntechOpen, 2019. doi: 10.5772/intechopen.81628.
- [71] D. E. O. Dewi *et al.*, “3D ultrasound reconstruction of spinal images using an improved olympic hole-filling method”, en *International Conference on Instrumentation, Communication, Information Technology, and Biomedical Engineering 2009, ICICI-BME 2009*, 2009. doi: 10.1109/ICICI-BME.2009.5417235.
- [72] R. Rohling, A. Gee, y L. Berman, “A comparison of freehand three-dimensional ultrasound reconstruction techniques”, *Med Image Anal*, vol. 3, núm. 4, pp. 339–359, dic. 1999, doi: 10.1016/S1361-8415(99)80028-0.
- [73] Q. Zhang, R. Eagleson, y T. M. Peters, “Volume visualization: A technical overview with a focus on medical applications”, *J Digit Imaging*, vol. 24, núm. 4, pp. 640–664, ago. 2011, doi: 10.1007/s10278-010-9321-6.
- [74] A. Fenster, D. B. Downey, y N. Cardinal, “Three-dimensional ultrasound imaging”, *Phys Med Biol*, vol. 46, núm. 5, pp. 67–99, 2001, [En línea]. Disponible en: <http://iopscience.iop.org/0031-9155/46/5/201>
- [75] E. Keppel, “Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines”, *IBM J Res Dev*, vol. 19, núm. 1, pp. 2–11, ene. 1975, doi: 10.1147/rd.191.0002.
- [76] W. E. Lorensen y H. E. Cline, “Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm”, en *Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer*

*Graphics and Interactive Techniques, SIGGRAPH 1987*, Association for Computing Machinery, Inc, ago. 1987, pp. 163–169. doi: 10.1145/37401.37422.

- [77] A. Silvetti, C. Delrieux, y S. Castro, “Una Implementación Eficiente del Algoritmo de Marching Cubes”, *V Congreso Argentino de Ciencias de la Computación*, 1999.
- [78] T. R. Nelson, D. H. Pretorius, A. Hull, M. Riccabona, M. S. Sklansky, y G. James, “Sources and impact of artifacts on clinical three-dimensional ultrasound imaging”, *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, vol. 16, núm. 4, pp. 374–383, 2000, doi: 10.1046/j.1469-0705.2000.00180.x.
- [79] F. F. Faletra, A. Ramamurthi, M. C. Dequarti, L. A. Leo, T. Moccetti, y N. Pandian, “Artifacts in three-dimensional transesophageal echocardiography”, *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 27, núm. 5. Mosby Inc., pp. 453–462, 2014. doi: 10.1016/j.echo.2014.02.003.
- [80] H. Márquez-González, L. Yáñez-Gutiérrez, J. L. Rivera-May, D. López-Gallegos, y E. Almeida-Gutiérrez, “Demographic analysis of a congenital heart disease clinic of the Mexican Institute of Social Security, with special interest in the adult”, *Arch Cardiol Mex*, vol. 88, núm. 5, pp. 360–368, dic. 2018, doi: 10.1016/j.acmx.2017.09.003.
- [81] J. I. E. Hoffman y S. Kaplan, “The incidence of congenital heart disease”, *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 39, núm. 12. pp. 1890–1900, el 19 de junio de 2002. doi: 10.1016/S0735-1097(02)01886-7.
- [82] INEGI, “ESTADÍSTICAS DE DEFUNCIONES REGISTRADAS (EDR) 2022 (PRELIMINAR 1 )”, COMUNICADO DE PRENSA NÚM. 419/23. Consultado: el 31 de marzo de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2023/EDR/EDR2022.pdf>
- [83] J. Calderón-Colmenero, J. L. Cervantes-Salazar, P. J. Curi-Curi, y S. Ramírez-Marroquín, “Problemática de las cardiopatías congénitas en México: Propuesta de regionalización”, *Arch Cardiol Mex*, vol. 80, núm. 2, pp. 133–140, 2010.
- [84] C. A. Gómez-Monroy, L. K. Hoyos-Gómez, Á. F. Acosta-Costilla, L. D. Muñoz-Torres, y D. G. Fernández-ávila, “Prevalence of congenital heart disease in relation to height above sea level in a region of Colombia”, *Arch Cardiol Mex*, vol. 93, núm. 1, pp. 37–43, ene. 2023, doi: 10.24875/ACM.21000325.
- [85] S. C. MITCHELL, S. B. KORONES, y H. W. BERENDES, “Congenital Heart Disease in 56,109 Births Incidence and Natural History”, *Circulation*, vol. 43, núm. 3, pp. 323–332, mar. 1971, doi: 10.1161/01.CIR.43.3.323.

- [86] T. Q. Quesada y M. N. Ruíz, “Cardiopatías congénitas hasta la etapa neonatal. Aspectos clínicos y epidemiológicos.”, *Acta Médica del Centro*, vol. 8, núm. 3, pp. 149–162, 2014.
- [87] I. Yadira, “Cardiopatías Congénitas”, ENEO UNAM. Consultado: el 31 de julio de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://web.eneo.unam.mx/wp-content/uploads/2021/09/ENE0-UNAM-cardiopatias.pdf>
- [88] G. Romera y J. L. Zunzunegui, “Recien nacido con sospecha de cardiopatía congenita”, Madrid, 2008. [En línea]. Disponible en: [www.aeped.es/protocolos/](http://www.aeped.es/protocolos/)
- [89] CDC, “Data and Statistics on Congenital Heart Defects | CDC”, CDC. Consultado: el 31 de agosto de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.cdc.gov/ncbddd/heartdefects/data.html>
- [90] K. Bjornard, T. Riehle-Colarusso, S. M. Gilboa, y A. Correa, “Patterns in the prevalence of congenital heart defects, metropolitan Atlanta, 1978 to 2005”, *Birth Defects Res A Clin Mol Teratol*, vol. 97, núm. 2, pp. 87–94, feb. 2013, doi: 10.1002/bdra.23111.
- [91] C. A. Vázquez, R. Pignatelli, I. Romero, y D. Guzzo de León, *Ecocardiografía en Cardiopatías Congénitas y Adquiridas del Feto al Adulto*. Ciudad de México: Distribuna Editorial Médica, 2023.
- [92] F. Triposkiadis, A. Xanthopoulos, K. D. Boudoulas, G. Giamouzis, H. Boudoulas, y J. Skoularigis, “The Interventricular Septum: Structure, Function, Dysfunction, and Diseases”, *Journal of Clinical Medicine*, vol. 11, núm. 11. MDPI, el 1 de junio de 2022. doi: 10.3390/jcm11113227.
- [93] L. M. Castellanos, M. Eugenia, M. Asencio, y M. K. Nivón, “Estudio morfológico de 101 corazones portadores de defecto septal interventricular”, 2005. [En línea]. Disponible en: [www.archcardiolmex.org.mx](http://www.archcardiolmex.org.mx)
- [94] L. Lopez *et al.*, “Classification of Ventricular Septal Defects for the Eleventh Iteration of the International Classification of Diseases—Striving for Consensus: A Report From the International Society for Nomenclature of Paediatric and Congenital Heart Disease”, *Annals of Thoracic Surgery*, vol. 106, núm. 5, pp. 1578–1589, nov. 2018, doi: 10.1016/j.athoracsur.2018.06.020.
- [95] Thoracic Key, “Ventricular Septal Defect”, Thoracic Key. Consultado: el 30 de noviembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://thoracickey.com/ventricular-septal-defect-5/>
- [96] G. M. Cónsole-Avegliano, “Embriología molecular de las cardiopatías congénitas”, 2018, doi: 10.35537/10915/71653.

- [97] D. E. Spicer, R. H. Anderson, y C. L. Backer, “Clarifying the surgical morphology of inlet ventricular septal defects”, *Annals of Thoracic Surgery*, vol. 95, núm. 1, pp. 236–241, ene. 2013, doi: 10.1016/j.athoracsur.2012.08.040.
- [98] C. A. Vazquez Antona, R. Pignatelli, y I. Rivera Romero, “Insuficiencia aortica asociada a comunicacion interventricular”, *Revista de ecocardiografía práctica y otras técnicas de imagen cardíaca*, vol. 4, núm. 1, pp. 55–58, abr. 2021, doi: 10.37615/retic.v4n1a16.
- [99] Mayo Clinic, “Ventricular septal defect (VSD) - Diagnosis & treatment”. Consultado: el 14 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/ventricular-septal-defect/diagnosis-treatment/drc-20353501>
- [100] B. Alizadeh, “Transcatheter Closure of Congenital VSDs: Tips and Tricks”, en *Angiography*, IntechOpen, 2019. doi: 10.5772/intechopen.83641.
- [101] C. Vázquez-Antona, C. Alva-Espinosa, L. Yáñez-Gutierrez, y H. Márquez-González, “Las cardiopatías congénitas en el 2018”, *Gac Med Mex*, vol. 154, núm. 6, oct. 2018, doi: 10.24875/GMM.18004659.
- [102] A. Fenster, G. Parraga, y J. Bax, “Three-dimensional ultrasound scanning”, *Interface Focus*, vol. 1, núm. 4, pp. 503–519, ago. 2011, doi: 10.1098/rsfs.2011.0019.
- [103] Stanford Medicine Children’s Health, “Transesophageal Echocardiography for Children”, Stanford Medicine Children’s Health. Consultado: el 23 de diciembre de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.stanfordchildrens.org/en/topic/default?id=transesophageal-echocardiography-for-children-90-P01821>
- [104] M. D. Puchalski *et al.*, “Guidelines for Performing a Comprehensive Transesophageal Echocardiographic: Examination in Children and All Patients with Congenital Heart Disease: Recommendations from the American Society of Echocardiography”, *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 32, núm. 2, pp. 173–215, feb. 2019, doi: 10.1016/j.echo.2018.08.016.
- [105] B. C. Gross, J. L. Erkal, S. Y. Lockwood, C. Chen, y D. M. Spence, “Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences”, *Anal Chem*, vol. 86, núm. 7, pp. 3240–3253, abr. 2014, doi: 10.1021/ac403397r.
- [106] S. Crump, “APPARATUS AND METHOD FOR CREATING THREE-DIMENSIONAL OBJECTS”, 5,121,329, el 9 de junio de 1992
- [107] J. Griffey, *3-D Printers for Libraries*, 5a ed., vol. 50. Chicago: ALA TechSource, 2014.

- [108] G. T. Klein, Y. Lu, y M. Y. Wang, “3D Printing and Neurosurgery—Ready for Prime Time?”, *World Neurosurg*, vol. 80, núm. 3–4, pp. 233–235, sep. 2013, doi: 10.1016/j.wneu.2013.07.009.
- [109] F. Mahmood *et al.*, “Three-dimensional printing of mitral valve using echocardiographic data”, *JACC: Cardiovascular Imaging*, vol. 8, núm. 2. Elsevier Inc., pp. 227–229, el 1 de febrero de 2015. doi: 10.1016/j.jcmg.2014.06.020.
- [110] D. Muraru *et al.*, “3D printing of normal and pathologic tricuspid valves from transthoracic 3D echocardiography data sets”, *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*, vol. 18, núm. 7, pp. 802–808, jul. 2017, doi: 10.1093/ehjci/jew215.
- [111] Philips Ultrasound, “Quick Guide EPIQ 7 Ultrasound System”, *Koninklijke Philips N.V.* Koninklijke Philips N.V., USA, 2013.
- [112] Philips Ultrasound, “Una nueva era para los sistemas de ultrasonidos de gama alta Philips EPIQ 7 - Especificaciones técnicas”, *Koninklijke Philips N.V.* Países Bajos, 2014.
- [113] Philips Ultrasound, “EPIQ 7 Ultrasound System User Manual”, *Koninklijke Philips N.V.* USA, 2013.
- [114] A. Evangelista *et al.*, “European Association of Echocardiography recommendations for standardization of performance, digital storage and reporting of echocardiographic studies”, *European Journal of Echocardiography*, vol. 9, núm. 4. pp. 438–448, julio de 2008. doi: 10.1093/ejechocard/jen174.
- [115] D. R. Ortega y A. M. Iznaga, “Técnicas de Segmentación de Imágenes Médicas”, *14 Convención científica de ingeniería y arquitectura*, pp. 1–7, 2008, [En línea]. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/275951781>
- [116] N. L. S. Palomino y U. N. R. Concha, “Técnicas de segmentación en procesamiento digital de imágenes”, *Revista de investigación de Sistemas e Informática*, vol. 6, núm. 2, pp. 9–16, 2009.
- [117] Formlabs, “Form 3BL: una impresora 3D para productos sanitarios de gran tamaño o réplicas anatómicas a escala real”. Consultado: el 7 de enero de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://formlabs.com/latam/3d-printers/form-3bl/>
- [118] Formlabs, “¿Qué resinas de Formlabs se imprimen con la Form 3L/Form 3BL?” Consultado: el 7 de enero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://support.formlabs.com/s/article/Which-Formlabs-resins-print-with-the-Form-3L?language=es>

[119] K. Orhan *et al.*, “AI-based automatic segmentation of craniomaxillofacial anatomy from CBCT scans for automatic detection of pharyngeal airway evaluations in OSA patients”, *Sci Rep*, vol. 12, núm. 1, p. 11863, jul. 2022, doi: 10.1038/s41598-022-15920-1.

# Anexos

## Introducción

Este anexo describe la forma de obtener estudios volumétricos de ultrasonido usando equipos Philips EPIQ, el uso de QLAB y su exportación en Materialise Mimics.

## Verificación de los ajustes del equipo

Para que el equipo pueda enviar los datos volumétricos de forma correcta se tienen que verificar los ajustes del equipo siguiendo los siguientes pasos:

1. Ingresar a *Philips SupportConnect*.



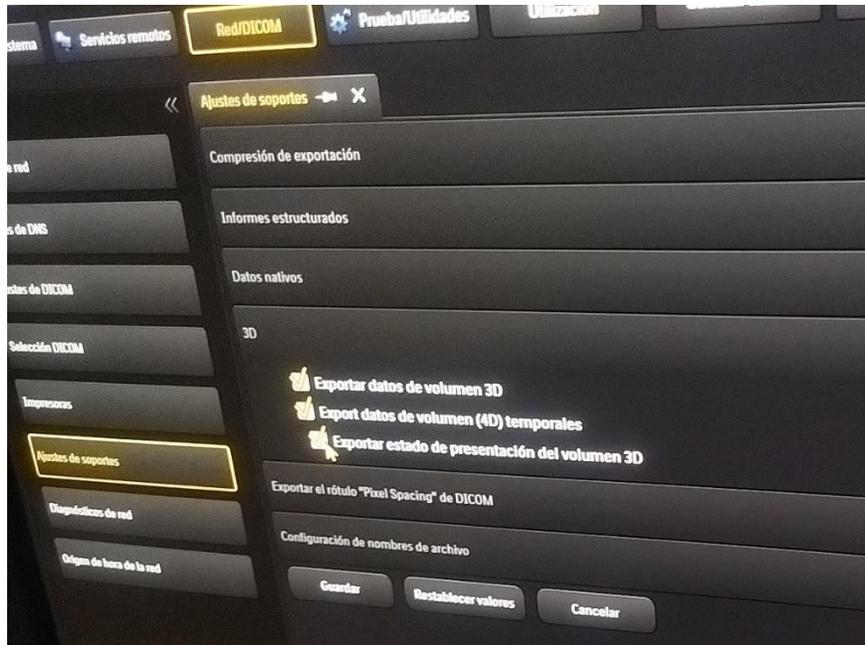
**Figura 1:** Imagen del módulo de control: 1. Pantalla táctil, 2. Controles de encendido y modo de suspensión, 3. Controles TGC, 4. Trackball, 5. Controles de modo, 6. *Philips SupportConnect*.

2. Dentro del menú de *Philips SupportConnect* ingresar a *RedDICOM*.
3. Seleccionar *Ajuste de soportes*.

**Nota:** La función *Ajuste de soportes* estará deshabilitada si el equipo se halla en curso de un examen, o bien hay uno o más trabajos en curso.

4. En la pestaña *3D* verificar que los recuadros estén seleccionados como se muestra en la **Figura 2**. Recuadros por seleccionar:

- ✓ *Exportar datos de volumen 3D.*
- ✓ *Export datos de volumen (4D) temporales.*
- ✓ *Exportar estado de presentación del volumen 3D.*



**Figura 2:** Se puede observar que se encuentran seleccionados todos los recuadros que están en la pestaña *3D*.

5. Salimos de *Ajuste de soportes* y guardamos los cambios realizados.



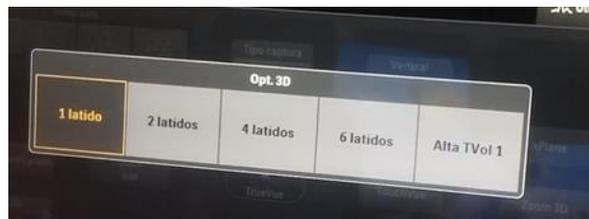
**Figura 3:** Salida de *Ajustes de soportes*.

6. Finalmente salimos de Philips SupportConnect.

### Realización del estudio volumétrico.

Los pasos generales para realizar el estudio son los siguientes:

1. El examen inicia completando la información del paciente.
2. Seleccionar el transductor con tecnología xMATRIX que permite realizar estudios 3D. Por lo general se usan los transductores X5-1 y X8-2t, para TTE y TEE respectivamente.
3. Accediendo a *3D* desde el panel de control se mostrarán los modos 3D disponibles, los cuales estarán habilitados si el transductor está presente. Los modos con los que cuenta el equipo para hacer una reconstrucción son los siguientes:
  - Live 3D: Esta modalidad no se tiene una referencia de lo que se observa. Generalmente está configurada para que se vea una mitad de la pirámide. En la reconstrucción solo se podrá recuperar esta mitad.
  - Full Volume: Ofrece un volumen amplio, aunque se despliegue en la pantalla la mitad del volumen, en la reconstrucción esta completa.
  - 3D Zoom: Se obtiene una visualización enfocada delimitada por una ROI.
4. Seleccionar el número de latidos en los que se obtendrá el estudio.



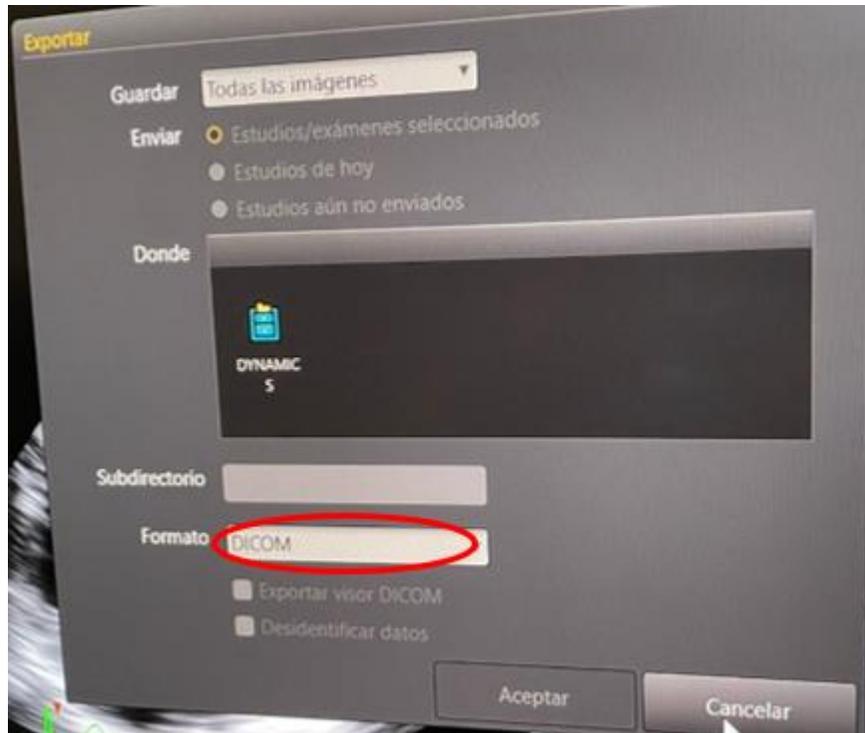
**Figura 4:** Se habilitará el menú *Opt. 3D* cuando esté conectado el cable de ECG.

5. Realizar la adquisición con *Acquire 1* en el módulo de control. Para poder obtener modelos 3D es necesario tomar en cuenta los siguientes puntos:
- Deberá ser un conjunto de imágenes 3D.
  - No debe ser una imagen única.
  - Se deben excluir estudios Doppler a color 3D.
  - No debe ser una imagen única con todas las vistas, volumen e información adicional (parecido a una captura de pantalla).
  - Si es posible, pedirle al paciente que este quieto y que aguante la respiración.
  - Usar Alta TVol si el paciente no coopera.
  - Optimizar la imagen. Principalmente, ajustar la ganancia al mínimo para obtener una topografía bien delimitada mientras disminuye el ruido.
  - Ajustar el tamaño y profundidad del sector para minimizar estructuras innecesarias y así optimizar la resolución espacial y temporal.
6. Después de terminar con el estudio se procede a exportar los datos. Es beneficioso para la segmentación incluir las imágenes obtenidas en otras modalidades que ayuden en la identificación de la orientación, morfología y tamaño de la estructura de interés.



**Figura 5:** Los estudios que sirven para generar modelos y que guardan información volumétrica tienen un cubo sólido.

7. Seleccionando *exportar* después de haber elegido los estudios, saldrá un recuadro donde se podrá escoger la ubicación para guardar los archivos y el formato en el que se exportarán. Es muy importante que sea formato DICOM.

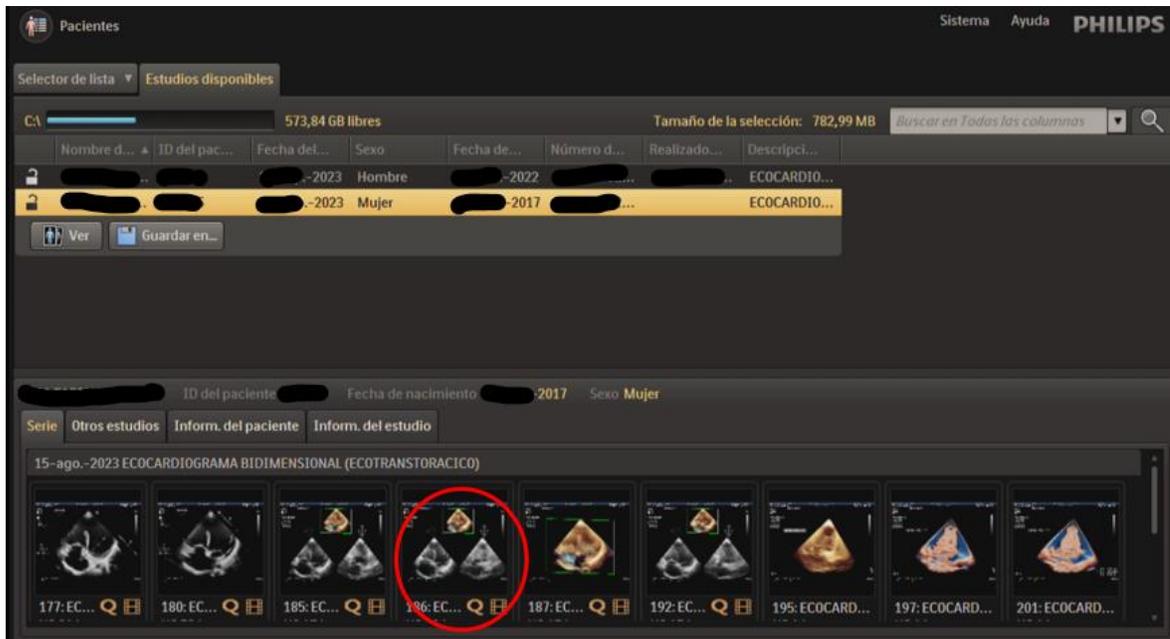


**Figura 5:** No se admite ningún otro tipo de formato para generar los modelos.

### Uso del QLAB

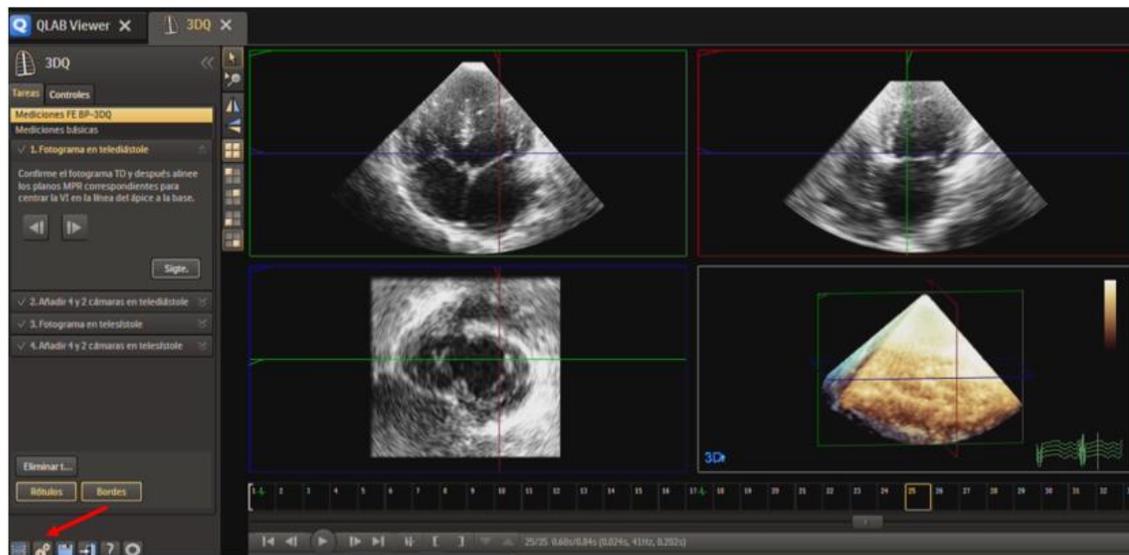
En este software solo se seleccionará el punto en el ciclo cardíaco deseado y se exportará el volumen en formato Cartesian DICOM.

1. Iniciar QLAB y cargar los archivos DICOM.



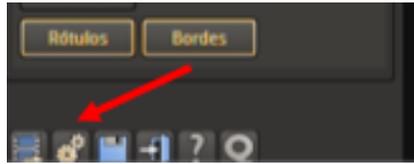
**Figura 6:** Los estudios con la letra Q son con los que puede abrirse la aplicación para el cambio de formato.

2. Se da clic derecho sobre uno de los estudios, se elige *Analyze with Q-App* y en las opciones de aplicación para usar, se selecciona *3DQ*.



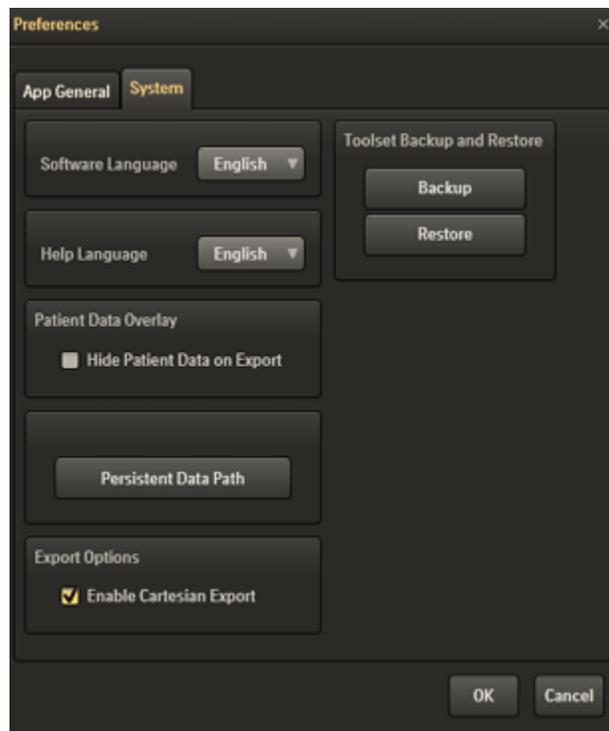
**Figura 7:** Aplicación 3DQ.

3. Dentro de la aplicación, en el lado inferior izquierdo, deberá hacer clic en icono de *Preferences*



**Figura 8:** Icono de *Preferences*.

4. En el menú de *Preferences* seleccionar la pestaña de *System* y habilitar la exportación cartesiana. Solo es necesario hacer estos ajustes la primera vez que se usa QLAB.



**Figura 9:** Verificar que la casilla de *Enable Cartesian Export* esté seleccionada. también se pueden anonimizar los datos del paciente en este menú.

- Una vez terminado los ajustes, con el estudio que se desea hacer el modelo, se procede a seleccionar el punto en el ciclo cardíaco deseado. El usuario se puede desplazar por todos los *frames* haciendo clic en ellos; en cada *frame* podrá como ver la imagen 3D en ese punto del ciclo.



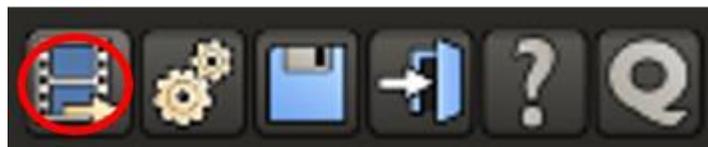
**Figura 10:** Selección del punto en ciclo cardíaco deseado.

- Con las herramientas se debe limitar la exportación a solo ese *frame*.



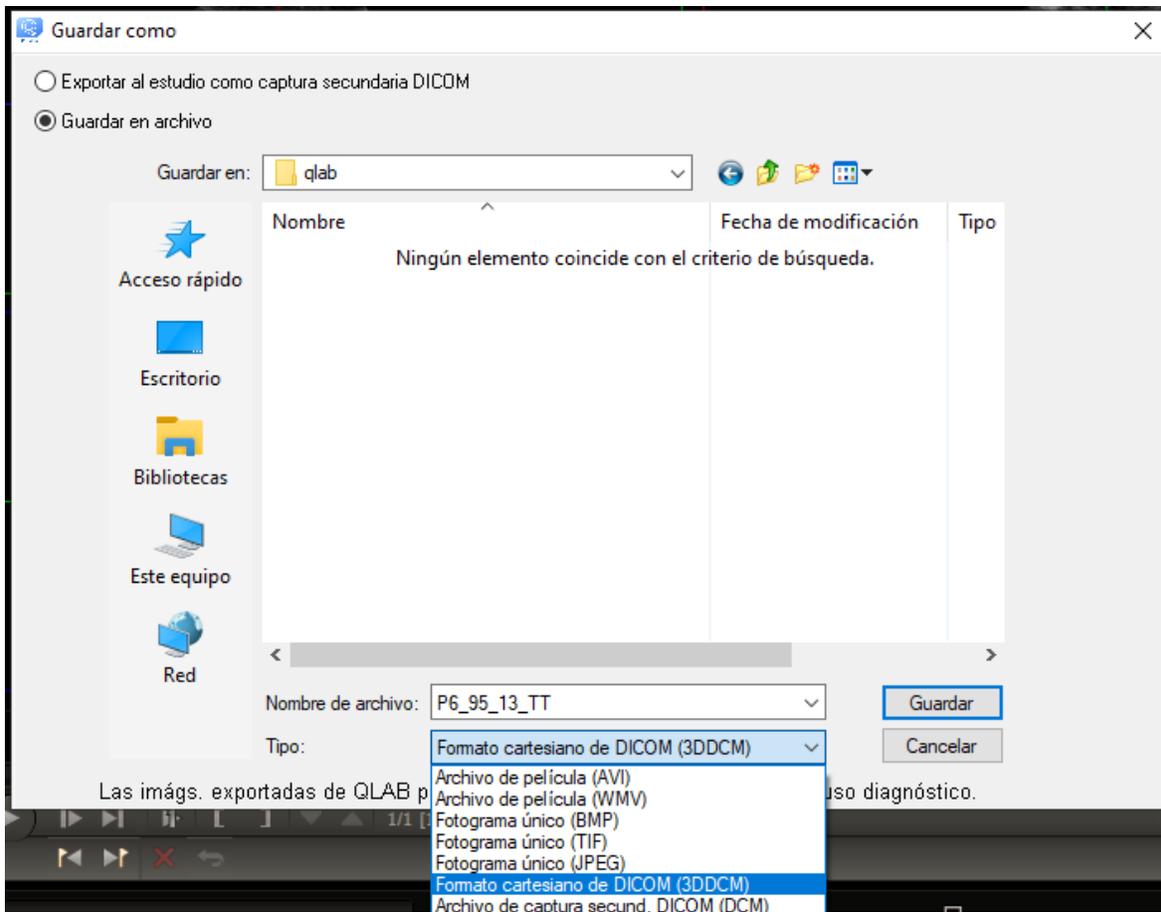
**Figura 11:** Selección del cuadro deseado, limitado en ambos lados.

- Seleccionar el icono de *export*.



**Figura 12:** Clic en el icono para abrir las opciones.

- Una vez en el menú, se debe seleccionar Formato *cartesiano de DICOM (3DDCM)*.

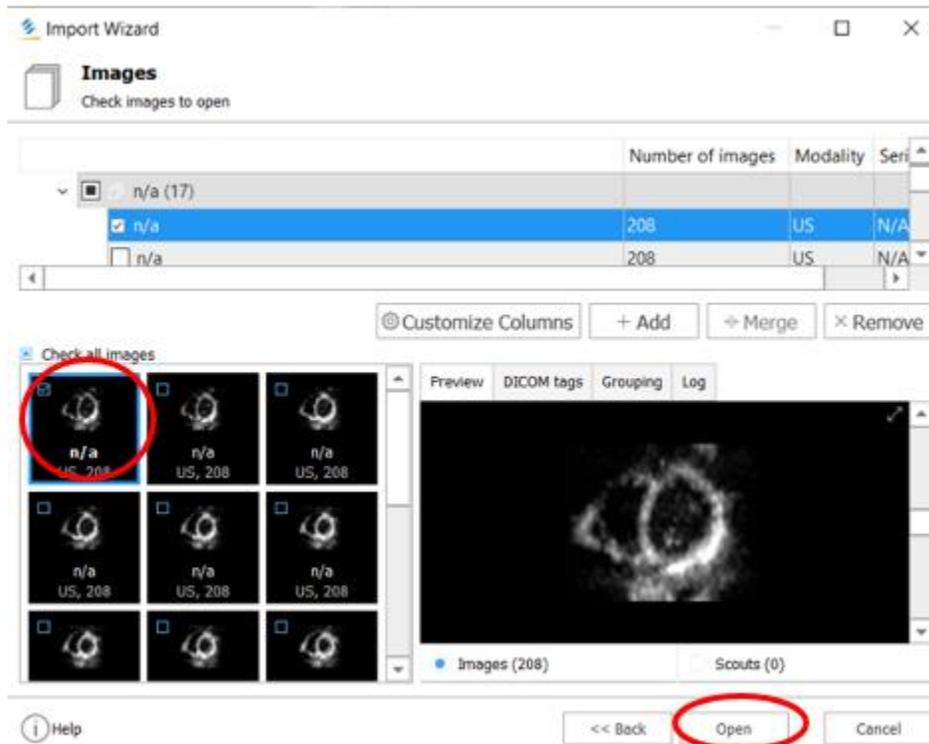


**Figura 12:** El formato 3DDCM es el único permitido para generar los modelos.

### Uso de Mimics Materialise

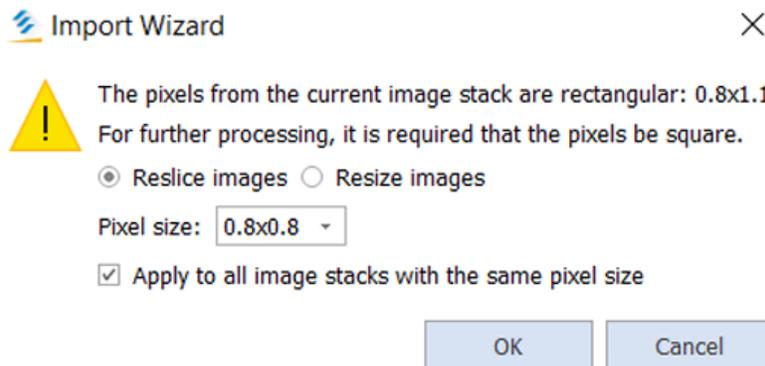
La importación de datos de Ecografía está disponible desde la versión 24.0.

1. Se genera un nuevo proyecto y se selecciona el archivo que se exportó de QLAB.
2. En la ventana de *Import Wizard* se seleccionan el conjunto de imágenes a importar y se da clic en *Open*.



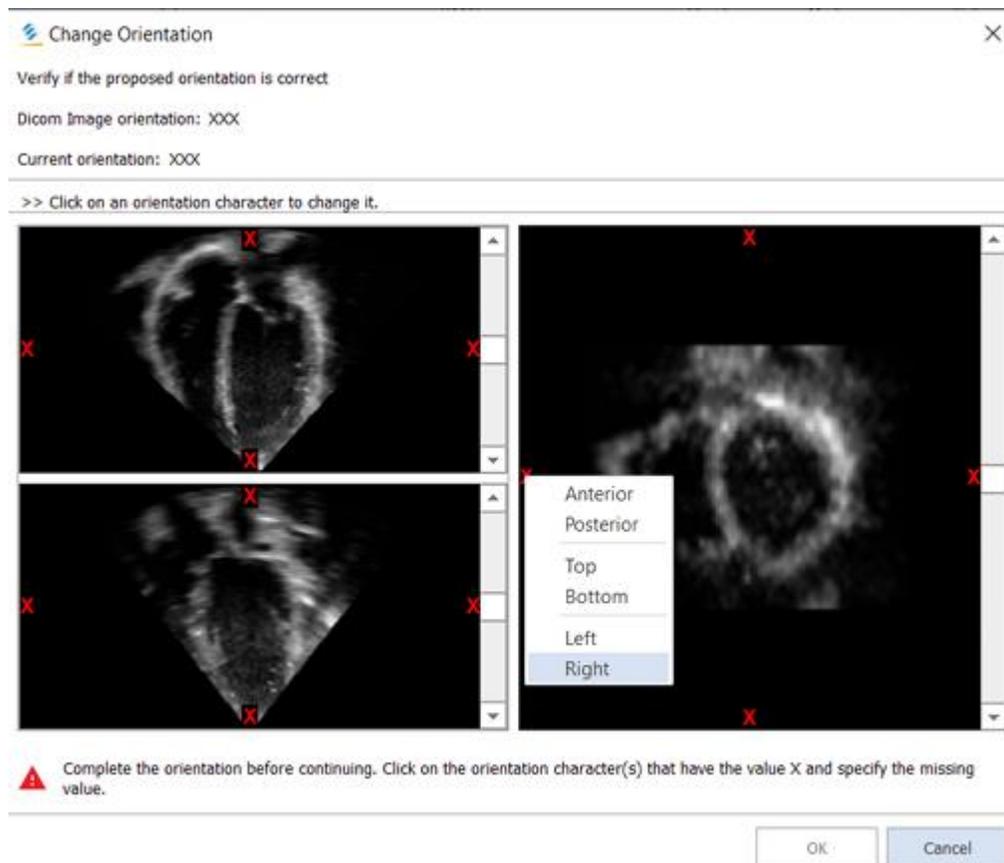
**Figura 13:** Ejemplo de la ventana de *Import Wizard*.

3. Se abrirá una advertencia, el software convertirá los vóxeles rectangulares en cuadrados. Se debe dejar las opciones marcadas y presionar *Ok*.



**Figura 14:** Dejar las opciones marcadas como se muestra.

4. Seleccionar la orientación de las imágenes para poder iniciar la segmentación, dando clic en las *X* se abrirá una lista para especificar que es la *posición anterior, posterior, top, bottom, left y right*. Se recomienda guiarse con QLAB para la orientación de las imágenes.



**Figura 15:** Si no está satisfecho con la orientación de las imágenes, puede cambiar la orientación siempre que lo desee entrando en la configuración de la imagen.

5. Está listo para segmentar.