

**37** Congreso  
Nacional  
CENTRO DE  
CONVENCIONES  
INTERNACIONALES

Barcelona  
22/25  
MAYO 2024

**seram**  
Sociedad Española de Radiología Médica

**FERM**  
FUNDACIÓN ESPAÑOLA DE RADIOLOGÍA MÉDICA

**RC** | RADIOLEGS  
DE CATALUNYA

# Cuantificación de flujos en CardioRM.

Leticia Liébana Carpio<sup>1</sup>, Rocío Rodríguez Ortega<sup>2</sup> y  
Almudena Ortíz Garrido<sup>2</sup>

Hospital Regional Universitario de Málaga. Hospital  
General<sup>1</sup> y Hospital Materno Infantil<sup>2</sup>.

# OBJETIVO

Nuestro objetivo es describir la utilidad de las secuencias 2D-Phase Contrast (PC) y poner ejemplos de distintas patologías.

Para ello revisamos los estudios realizados de Resonancia Magnética Cardíaca (RMC) desde mayo del 2022 hasta febrero del 2024. Analizamos las patologías más frecuente que hemos realizado y comparamos nuestros resultados de cuantificación de flujo con los obtenidos mediante ecocardiografía.

# Introducción

- La Resonancia Magnética (RM) es una técnica excelente para el estudio de la anatomía cardíaca, la fisiología del ciclo cardíaco y la patología asociada. Nos permite cuantificar la velocidad y el flujo sanguíneo.
- Las secuencias de PC 2D nos proporcionan información en intensidades de señal que se procesan en una imagen anatómica: **la imagen de magnitud**. La información de fase se utiliza para calcular la velocidad de cada vóxel en forma de **imagen de fase o velocidad**.
- Las adquisiciones en PC, nos permiten la cuantificación de la velocidad pico, gradientes de presión y es una técnica muy exacta para el cálculo del flujo promedio.

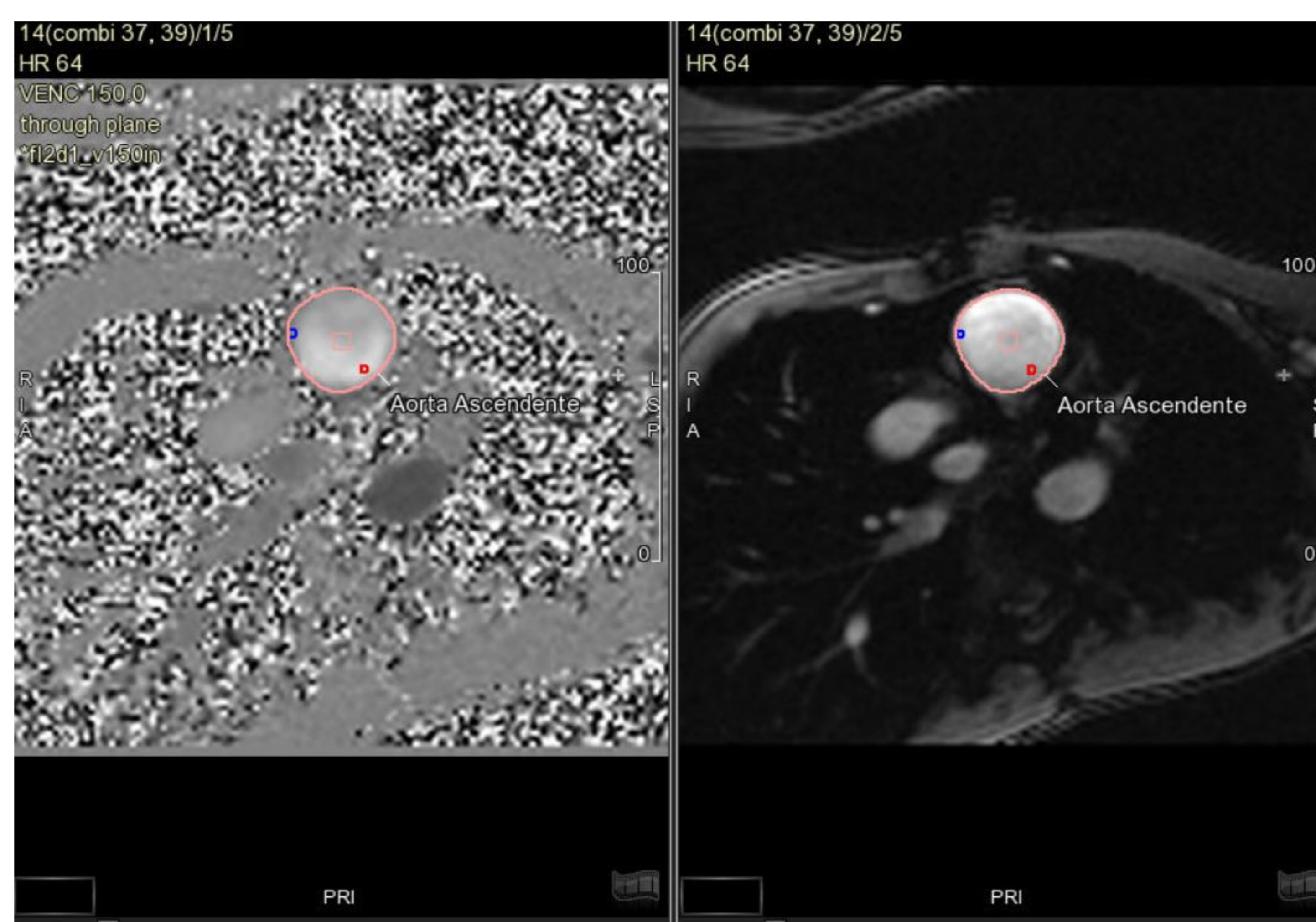


Figura 1. Imagen de fase o velocidad e imagen de magnitud en el cálculo del flujo promedio de aorta ascendente.

- Se aplican dos pulsos de radiofrecuencia opuestos. Los núcleos que están estacionarios no tendrán un cambio de fase, y los núcleos que se encuentran en el torrente sanguíneo presentan un cambio fase que es proporcional a la velocidad de la sangre y se traduce con diferencias en la intensidad de la señal que representan diferentes velocidades.
- La imagen que se encuentra en movimiento se muestra en escala de grises y la imagen estática, aparece pixelada. La intensidad de señal va a ser proporcional a la velocidad y la dirección va a depender de la codificación de fase.
- Para realizar esta medición se puede adquirir paralelo a la dirección del flujo que se está interrogando (*in plane*) o perpendicular a la dirección del jets (*through plane*).

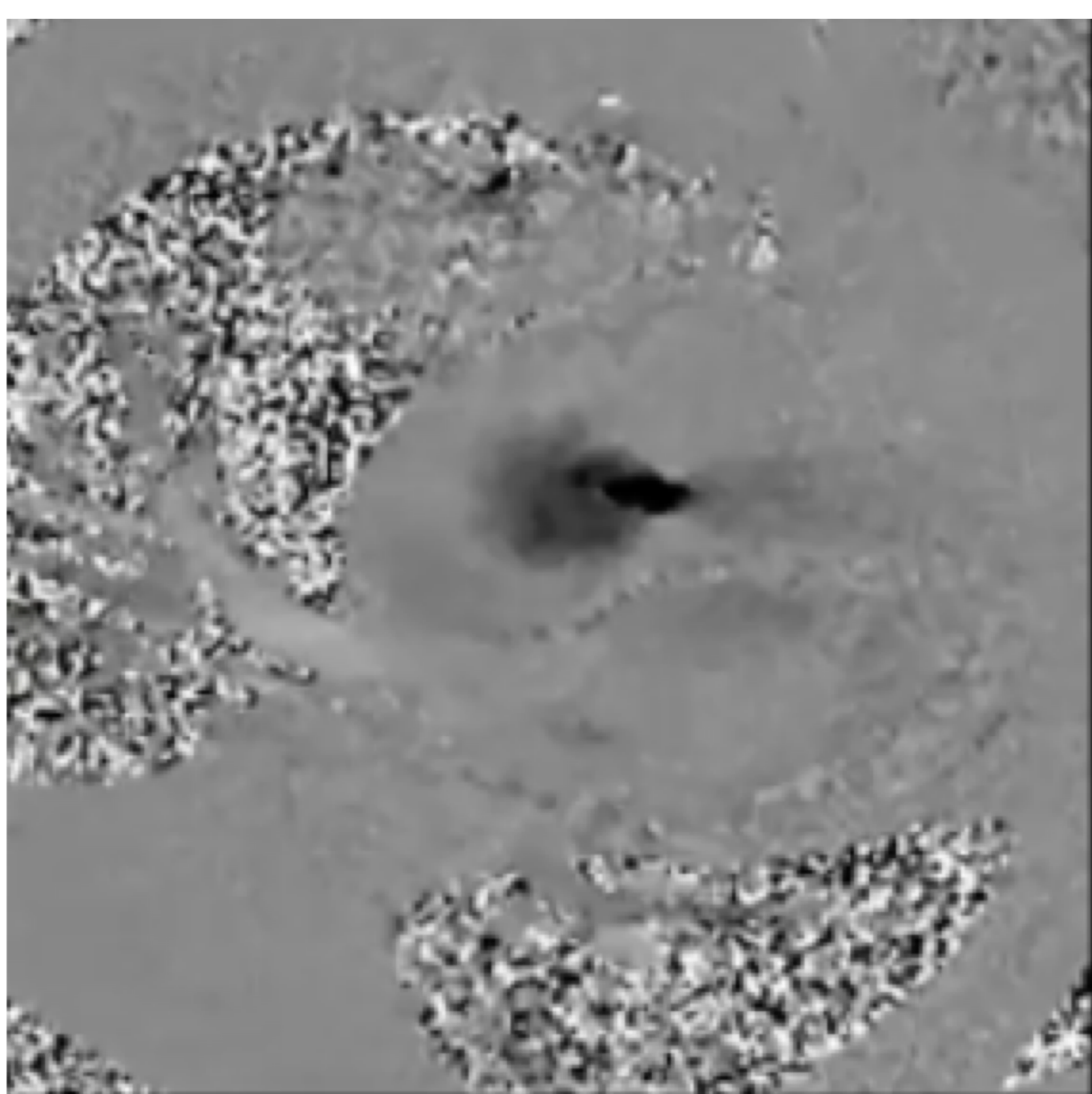


Figura 2. Jets de Insuficiencia Tricúspide *In plane*

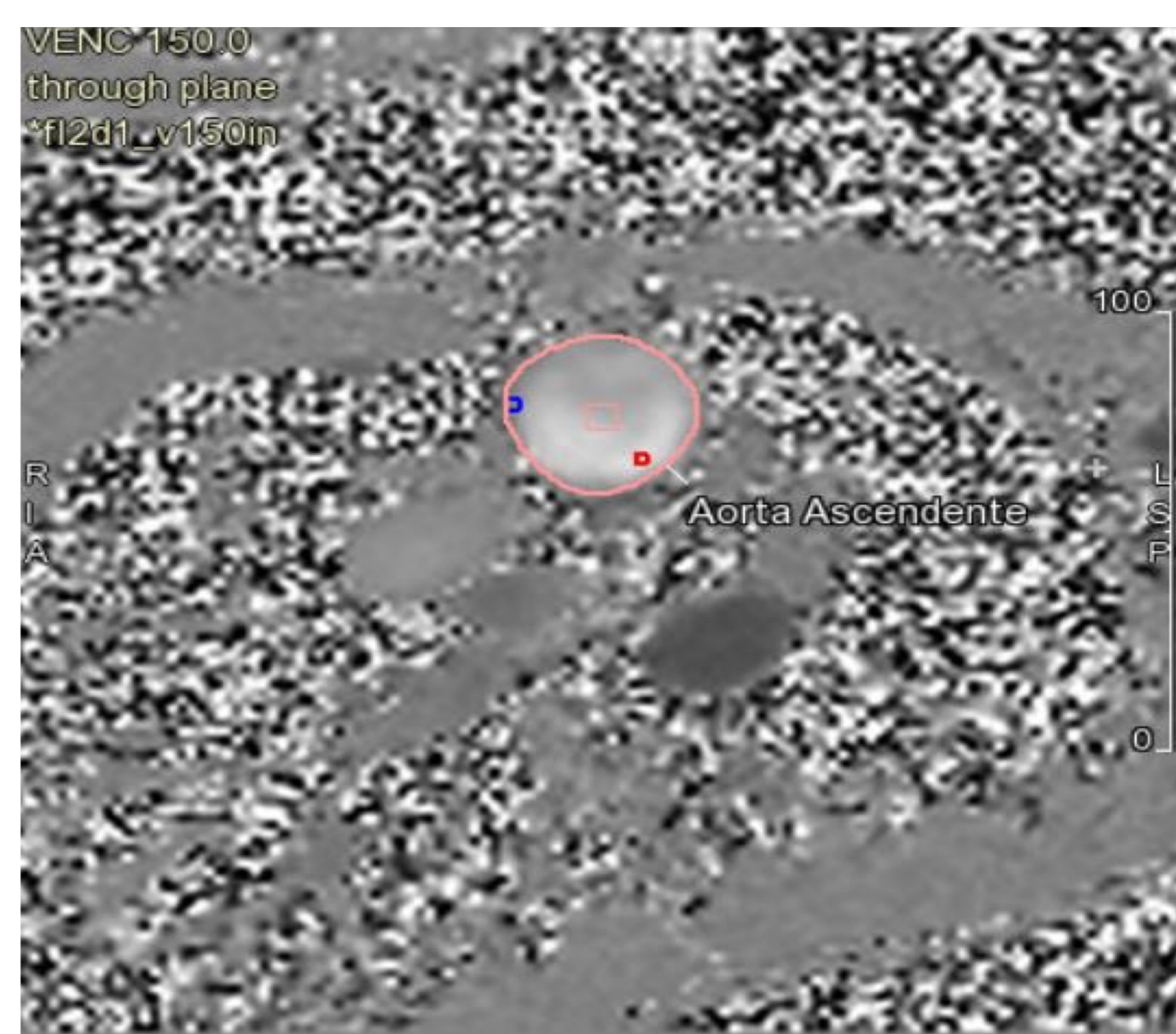


Figura 3. Cálculo de flujo promedio en aorta ascendente *through plane*.

- Para la adquisición de la secuencia tenemos que predeterminar una velocidad de codificación o velocidad pico ( $V_{enc}$ ). Se mide en cm/sg y determina la velocidad más alta y más baja codificada por una secuencia de PC.
- Un  $V_{enc}$  bajo se traduce en una señal ruido más alta, pero presenta un artefacto de aliasing, por lo que la cuantificación no va a ser precisa. Un  $V_{enc}$  alto nos da una imagen con peor señal ruido y tiende a infraestimar la velocidad pico.

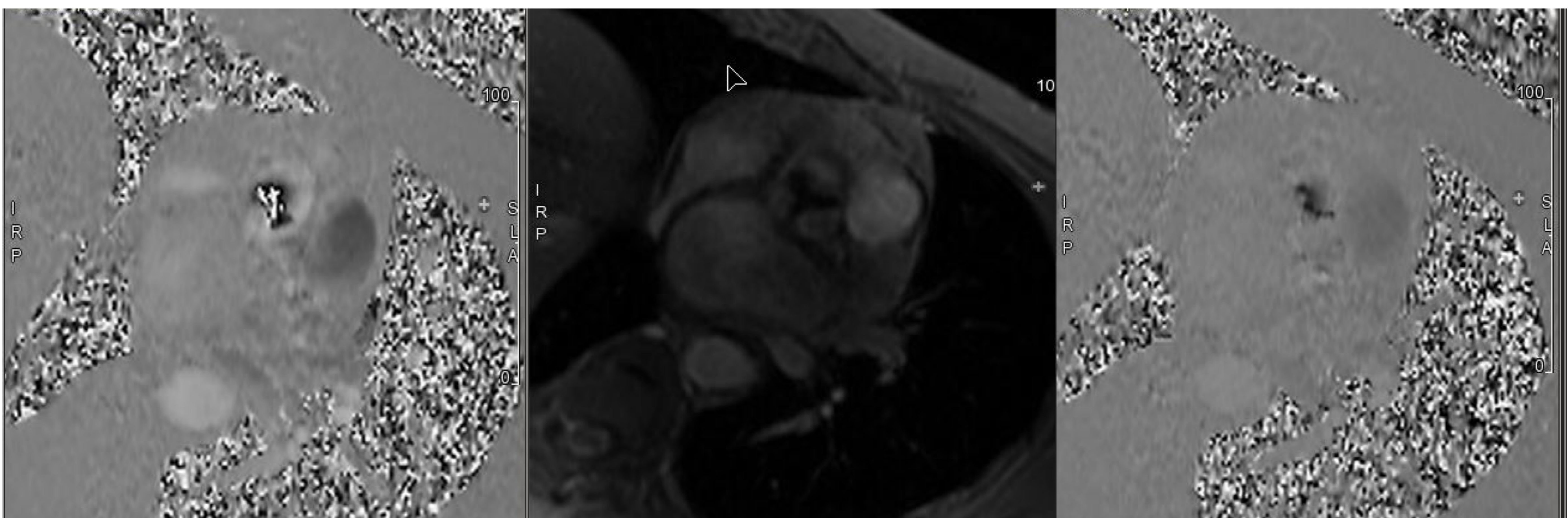


Figura 4. Imágenes de fase o velocidad (1ª y 3ª). Imagen de magnitud (2ª). El paciente tiene una estenosis aórtica severa. La primera tiene un  $V_{enc}$  de 200 ms, por lo que aparece artefacto de aliasing. La tercera se ha realizado con un  $V_{enc}$  de 400 ms.

## Fisiología del ciclo cardíaco:

- En el ciclo cardíaco, las cámaras cardíacas se ven sometidas a unos cambios de presión y volumen que determinan la contracción y relajación de las mismas.
- Se nos centramos en el ventrículo izquierdo, los volúmenes a los que se producen cambios isovolumétricos con la presión corresponden al volumen telediastólico (VTD) y el volumen telesistólico (VTS).
- El volumen sistólico (VS) o volumen latido es el volumen de sangre expulsado (eyección) por el ventrículo, izquierdo o derecho, durante la sístole :

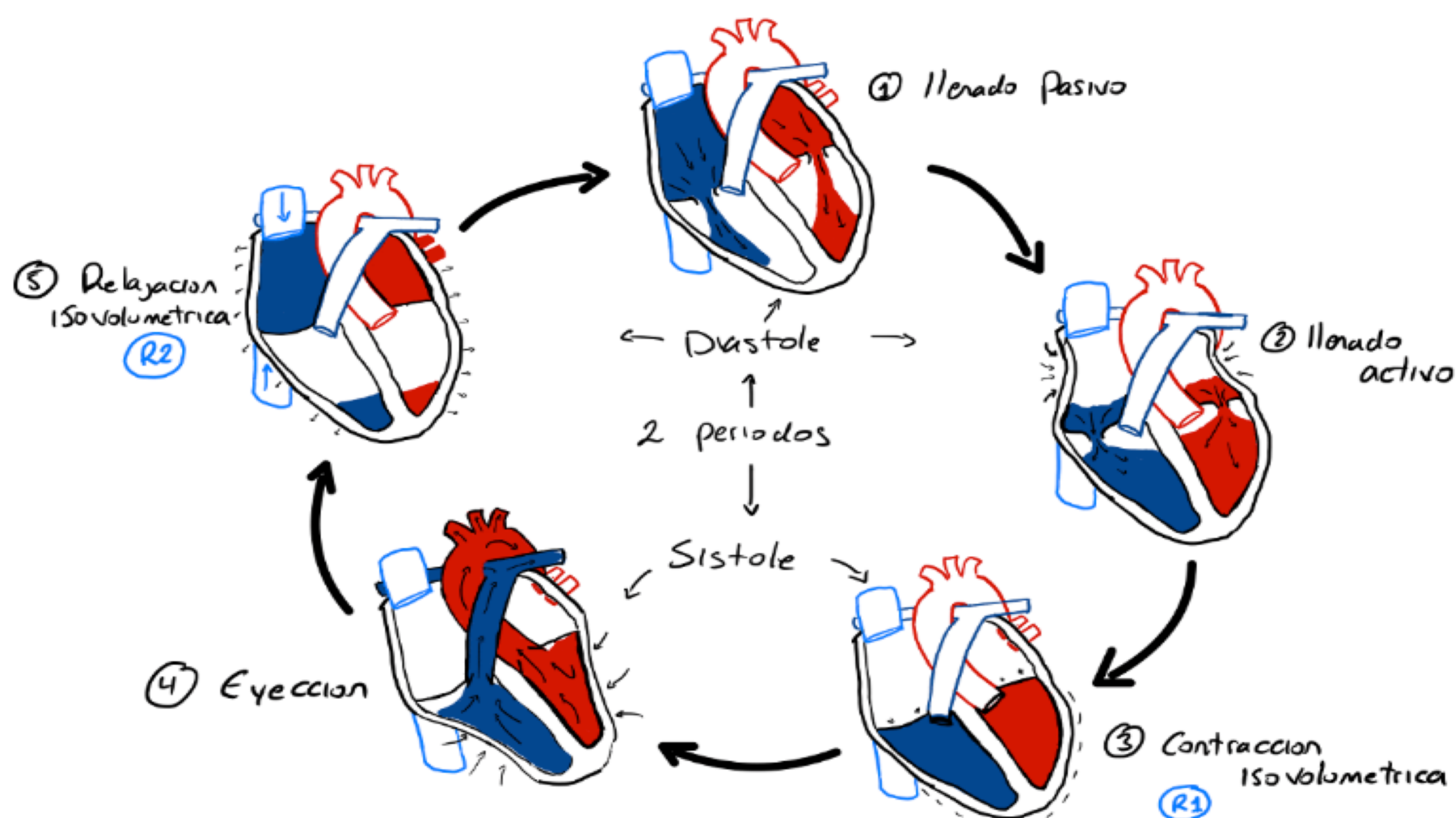


Figura 5. Fases del ciclo cardíaco.

$$VTD - VTS = VL$$

$$FE = VL / VTD$$

$$GC = VL \times FC$$

$$GC = (VTD - VTS) \times FC$$

*VTD: Volumen Telediastólico.*

*VTS: Volumen Telesistólico.*

*VL: Volumen latido.*

*FE: Fracción de Eyección.*

*GC: Gasto cardíaco.*

*FC: Frecuencia Cardíaca.*

El corazón consta de dos bombas en serie; el lado derecho del corazón bombea sangre al sistema pulmonar y el lado izquierdo del corazón bombea sangre a la circulación sistémica. Debido a que el volumen total de sangre es constante en un sistema cerrado, el lado derecho del corazón y el lado izquierdo del corazón entregan el mismo volumen de sangre al sistema pulmonar y a la circulación sistémica, respectivamente; es decir, los volúmenes sistólicos de los ventrículos derecho e izquierdo son iguales.

$$VLVI = VLVD$$

Las secuencias de contraste de fase nos permiten calcular el flujo promedio. La comparación del flujo promedio sistémico y pulmonar con el volumen latido o VS de ambos ventrículos (método Simpson) aporta consistencia interna al estudio



Figura 6. Comparativa de los volúmenes latidos derecho e izquierdo con flujo aórtico y pulmonar.

Bloque de eje corto 3D de función de VI	
Volumen telediastólico:	132.25 ml
Volumen telesistólico:	59.91 ml
Volumen eyectivo:	<b>72.34 ml</b>
Fracción de eyección:	54.70 %
Gasto cardíaco:	4.64 l/min
Intervalo de confianza:	2.56 l/min/m <sup>2</sup>
Frecuencia cardíaca:	64.2/min
Masa miocárdica (diastólica):	71.01 g

Bloque de eje corto 3D de función de VD	
VTD VD:	139.64 ml
VTS VD:	67.80 ml
Volumen eyectivo del VD:	<b>71.84 ml</b>
FE VD:	51.45 %
GC VD:	4.61 l/min
IC VD:	2.54 l/min/m <sup>2</sup>
Frecuencia cardíaca:	64.2/min
Masa miocárdica del VD (diastólica):	30.93 g

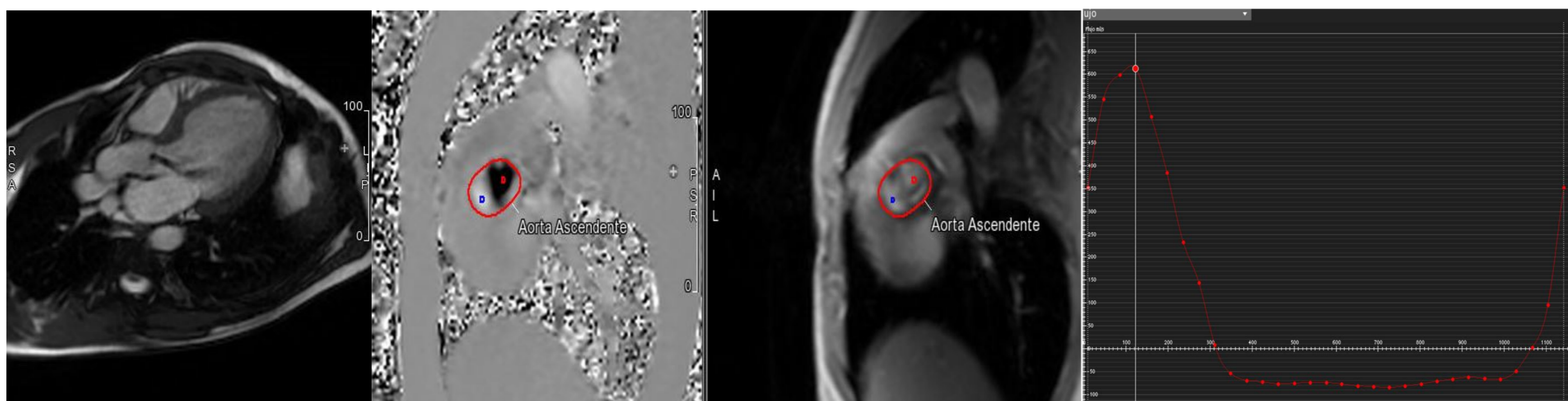
Análisis de flujo <b>Aorta Ascendente</b>		Análisis de flujo <b>Arteria pulmonar</b>	
Medición	Total	Medición	Total
Volumen anterógrado total	70.53 ml	Volumen anterógrado total	66.52 ml
Volumen retrógrado total:	-0.23 ml	Volumen retrógrado total:	-1.13 ml
Volumen total:	<b>70.30 ml</b>	Volumen total:	<b>65.38 ml</b>
Fracción de regurgitación:	0.32 %	Fracción de regurgitación:	1.71 %
Vol/min:	4.27 l/min	Vol/min:	3.97 l/min
Vol/min (efectivo):	4.25 l/min	Vol/min (efectivo):	3.90 l/min
Frecuencia cardíaca:	60.50 /min	Frecuencia cardíaca:	59.70 /min
Gradiente de presión máx.:	6.54 mmHg	Gradiente de presión máx.:	2.70 mmHg
Gradiente de presión media:	1.51 mmHg	Gradiente de presión media:	0.60 mmHg
Velocidad máxima (1x1 px):	127.88 cm/s	Velocidad máxima (1x1 px):	82.15 cm/s
Velocidad mínima (1x1 px):	-68.41 cm/s	Velocidad mínima (1x1 px):	-64.10 cm/s

Figura 7. Podemos comparar los VLVI y VLVD y los flujos aórticos y pulmonar en un corazón que no presenta shunt ni insuficiencias valvulares.



## Patología Valvular.

- **1. Insuficiencia aórtica e Insuficiencia Pulmonar:** Cálculo directo de FR (fracción de regurgitación) con Phase Contrast.



Caso 1. Insuficiencia aórtica severa en válvula bicúspide.

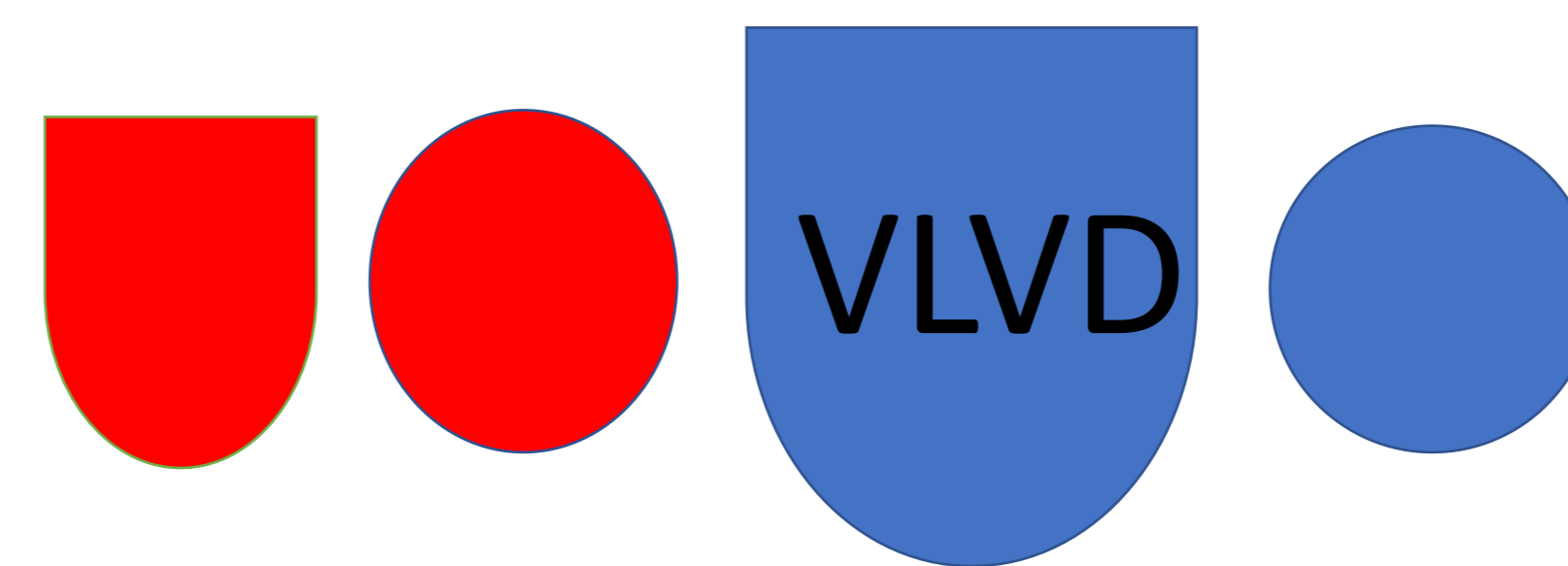
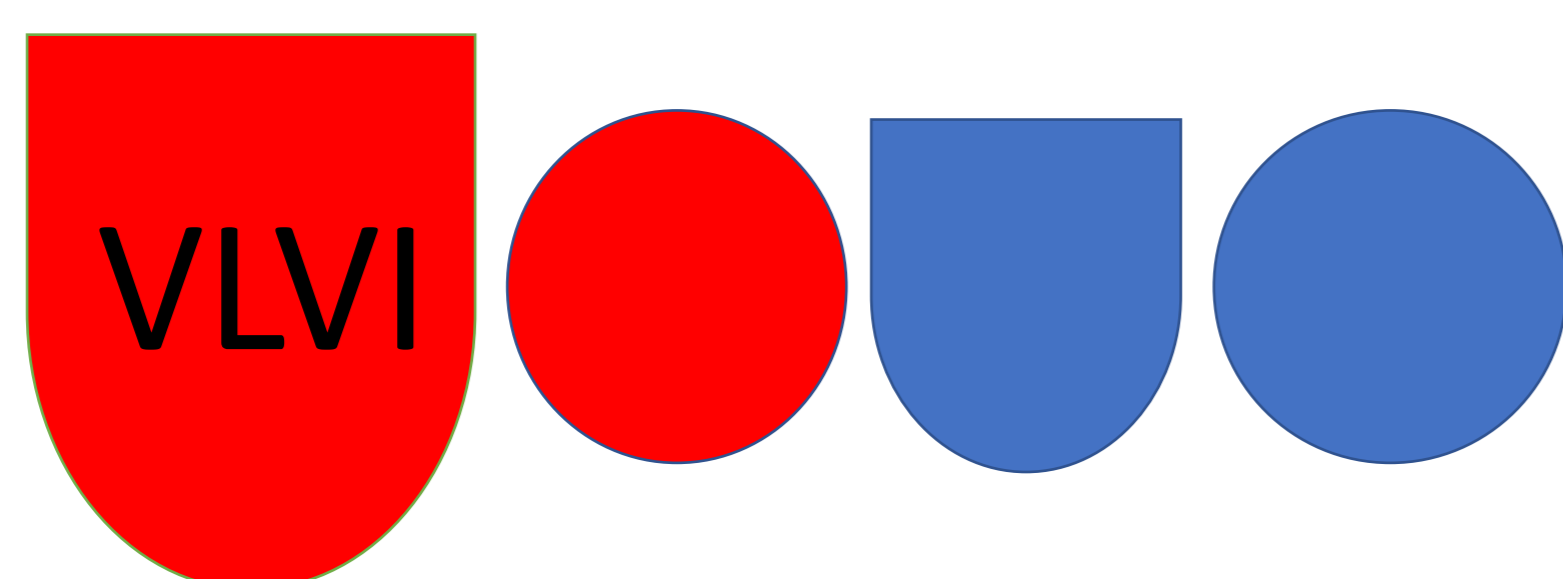
- **2. Insuficiencia mitral e Insuficiencia tricuspídea.** Cálculos indirectos por distintos métodos.

$$\text{VR} = \text{VLVI} - \text{VLVD}$$
$$\text{FR} = \text{VR} / \text{VLVI}$$

$$\text{VR} = \text{VLVD} - \text{VLVI}$$
$$\text{FR} = \text{VR} / \text{VLVD}$$

$$\text{VLVI} = \text{Ao} + \text{VR}$$
$$\text{VR} = \text{VLVI} - \text{Ao}$$
$$\text{FR} = \text{VR} / \text{VLVI}$$

$$\text{VLVP} = \text{P} + \text{VR}$$
$$\text{VR} = \text{VLVD} - \text{P}$$
$$\text{FR} = \text{VR} / \text{VLVD}$$



- **3. Estenosis aórtica y pulmonar:**

Añadir planimetría para calcular el área y la morfología valvular. La RM es menos fiable en válvulas AV.

$$\text{Gradiente: } 4 V \text{ max}^2 \text{ (m/s)}$$



Caso 2. Niño de 9 años de edad seguido por válvula aórtica bicúspide con doble lesión aórtica y dilatación de aorta ascendente. Regurgitación leve con FR 15%. Obstrucción leve con velocidad aumentada con un gradiente aproximado de 25-30 mm Hg. Aorta ascendente severamente dilatada. Las 4 primeras imágenes son cines SSFP, la 1 válvula aórtica en eje corto con disminución de apertura con válvula bicúspide. 2 y 4 Aorta dilatada con jets de regurgitación en 3C y coronal. La 3 válvula abierta en 3C con aceleración de flujo. La imagen 5 corresponde al plano de adquisición del PC de aorta.

## Cortocircuitos

- El GC sistémico y el GC pulmonar en un corazón sano debería ser el mismo. Existen pequeñas diferencias fisiológicas, como la circulación bronquial, pero son despreciables en la práctica clínica

**GC pulmonar/ GC sistémico.**  
 **$Q_p/Q_s = VLVD/VLVI$**   
 **$Q_p/Q_s = \text{Flujo P}/\text{Flujo Ao}$**

- Los cortocircuitos intracardíacos por defecto del tabique interauricular (CIA), defectos de tabique ventricular (CIV) y extracardíacos, como el ductus arterioso persistente (DAP) o drenaje venoso pulmonar anómalo (DVPA), son las cardiopatías congénitas más frecuentes tanto en niños como en adultos.
- En estos casos, la relación del cociente pulmonar y sistémica se encuentra alterada. La relación de flujos en circulación pulmonar ( $Q_p$ ) y sistémica ( $Q_s$ ), la cuantificación de los volúmenes ventriculares y la evaluación de la dilatación cardíaca como consecuencia de la sobrecarga de volumen son cruciales en el manejo de pacientes con shunt.



Caso 3. Niña de 13 años de edad en seguimiento cardiológico por comunicación interauricular (CIA) con defecto de 4x5 mm en la zona más caudal y posterior, con leve dilatación de cavidades derechas. Flujo de AP de 73 ml vs flujo Ao de 45 ml (velocidades no aumentadas de 150 ms) sin regurgitaciones valvulares significativas. Qp/Qs : 1.6.



Caso 4. Paciente con CIA Ostium Primum intervenida, que presenta dehiscencia de parche con pequeño shunt izquierda-derecha. Vemos el análisis del flujo promedio en Aorta y Pulmonar y la comparación de ambas para el cálculo del Qp/Qs que está aumentado. Qp/Qs: 1.5.

## Grandes vasos.

### Coartación de aorta.

- En la coartación de la aorta, la evaluación hemodinámica se realiza con una secuencia de cine PC codificada por velocidad utilizando codificación de alta velocidad, típicamente de al menos 200 cm/s.
- Las mediciones del flujo generalmente se realizan en un plano perpendicular a través de la aorta ascendente, la aorta descendente proximal (istmo aórtico, inmediatamente distal a la estenosis) y al nivel del diafragma. **Un aumento del flujo entre el arco aórtico distal y la aorta descendente a nivel del diafragma es indicativo de circulación colateral significativa.** Además, la velocidad del chorro a nivel del istmo estenótico, si la medición de la PC se realiza en consecuencia, proporciona información semicuantitativa sobre la gravedad del estrechamiento vascular.

### Coronarias

- La medición del flujo en arterias coronarias ha sido validada con ecografía doppler y PET. Las mediciones de reserva de flujo coronario durante en estrés han demostrado ser útiles para determinar la significación hemodinámica de la estenosis.
- La medición combinada del flujo del seno coronario y la masa del ventrículo izquierdo (VI) permite evaluar el flujo miocárdico total en ml/g/min, así como el flujo sanguíneo coronario promedio.

## Las arterias pulmonares:

- Una de las ventajas de la RMC en comparación con otras modalidades es la valoración anatómica y funcional del tracto de salida del ventrículo derecho (TSVD), la bifurcación pulmonar y las ramas pulmonares principales. **La RMC es la única técnica que permite mediciones cuantitativas del flujo en las arterias pulmonares.**
- El flujo distributivo en las arterias pulmonares permite determinar no sólo la estenosis de arterias pulmonares, sino también la obstrucción venosa pulmonar. También nos proporciona información sobre la resistencia pulmonar anómala.

$Q_p = RPD + RPI.$

$RPD/Q_p = \% \text{ sangre que se dirige a pulmón derecho.}$

$RPI/Q_p = \% \text{ de sangra que se dirige a pulmón izquierdo.}$

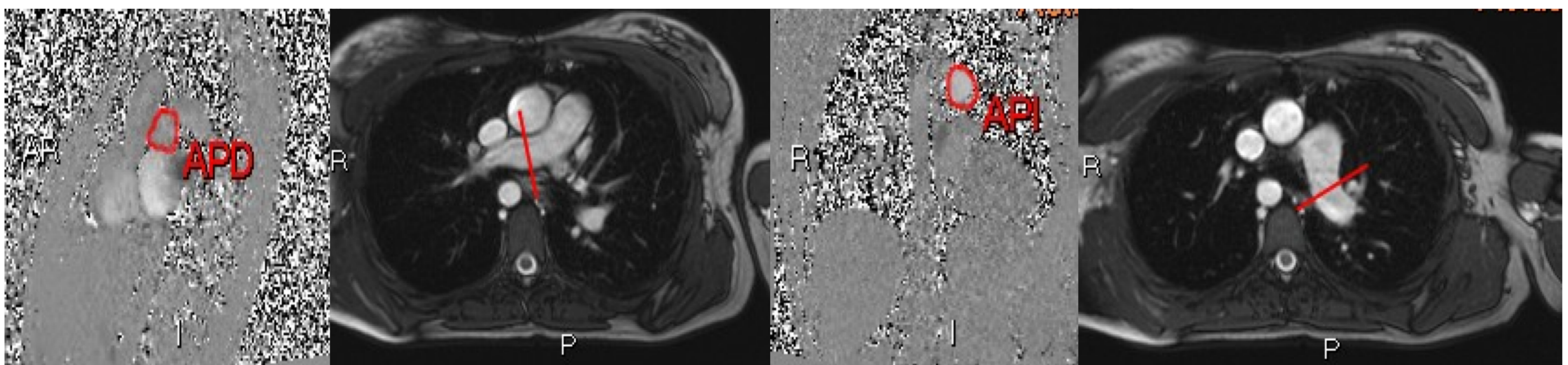


Figura 8. En este ejemplo vemos los planos de adquisición para cuantificar el flujo que se distribuye a cada rama principal de la arteria pulmonar (2 y 4) y como se calcula el flujo promedio en las secuencias de fase (1 y 3).

## Las venas pulmonares:

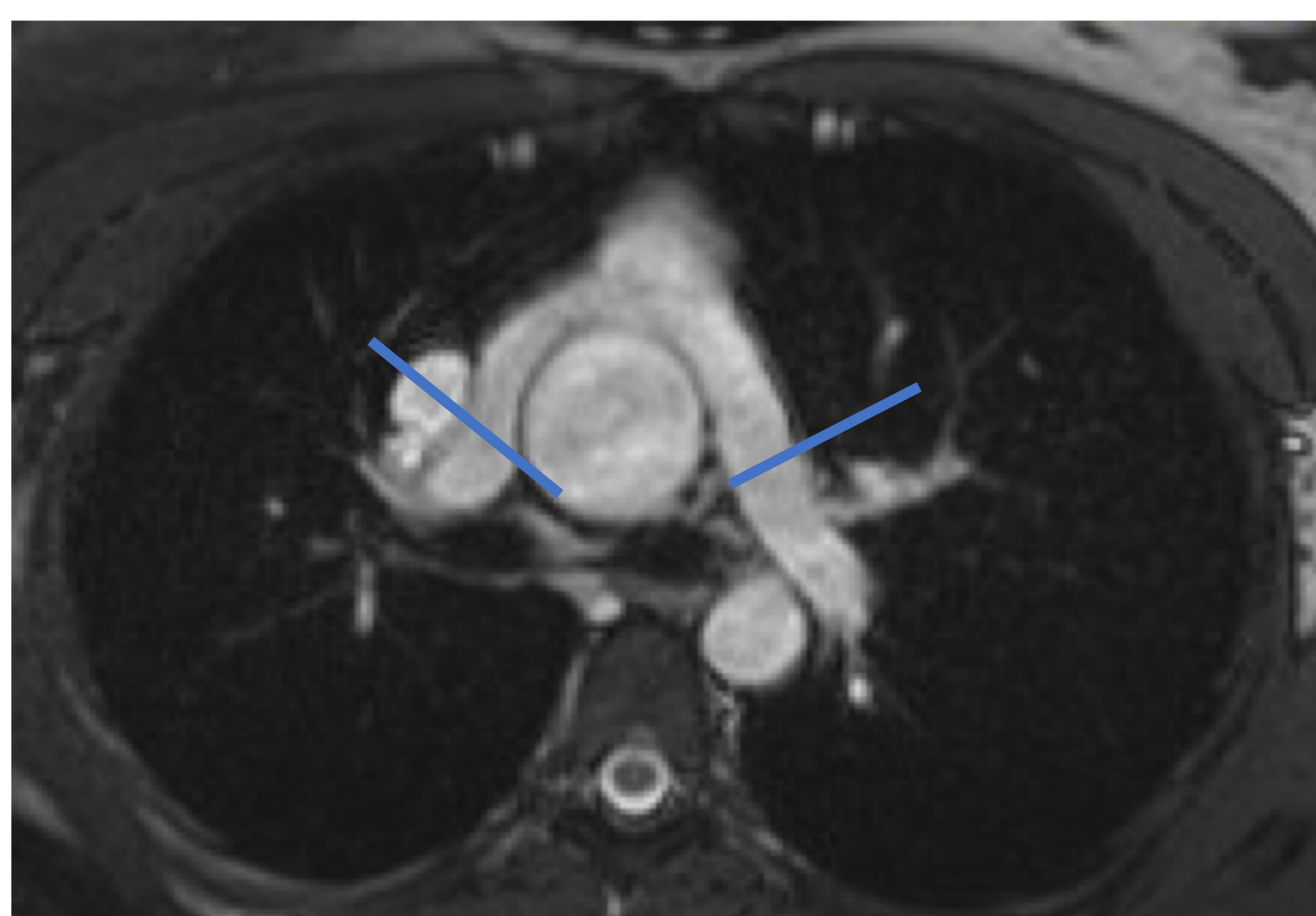
La RM se considera el estándar de oro tanto para la valoración de shunt intra y extracardíacos como la estenosis de venas pulmonares. Combina la valoración anatómica como los patrones de distribución del flujo sanguíneo por las diferentes estructuras.

$$Q_p = APD + API = VLSD + VLID + VLSI + VLII = Q_s = VCS + VCI.$$

Con las secuencias PC-2D podemos calcular mediante medición de flujos:

- Redistribución del flujo sanguíneo pulmonar de la misma manera que en arterias pulmonares.
- Detectar drenajes venosos anómalos y cuantificarlos  $Q_p/Q_s$
- Valorar colaterales veno-venosas a canales venosos pulmonares y/o a venas sistémicas en presencia de obstrucción venosa pulmonar.

Además, una velocidad de flujo superior a la normal distal a un estrechamiento sospechoso y la pérdida del perfil de flujo de velocidad fásico normal sugieren una obstrucción hemodinámicamente significativa.



Caso 5. Adolescente de 14 años con diagnóstico de D-TGA corregida quirúrgicamente. Arterias pulmonares en posición de Lecompte . APD proximal 12 mm que se reduce a su paso entre aorta y cava superior a 8 mm. API 13 mm proximal y 12 mm distal. Respecto al flujo pulmonar APD 25,85 ml y API 52,5 ml con flujo diferencial a APD de 33% y API de 67 %.



Caso 6. Niña de 9 años con diagnóstico de CIV muscular tipo canal parcialmente cerrada por valva septal tricuspídea. VCSI persistente, interrupción de VCI intrahepática con hígado en línea media.

Imagen 1 Ausencia de VCI en su posición intrahepática. Imagen 2. CIA amplia OS y SV. VCS izquierda persistente que drena en el techo de la AI.

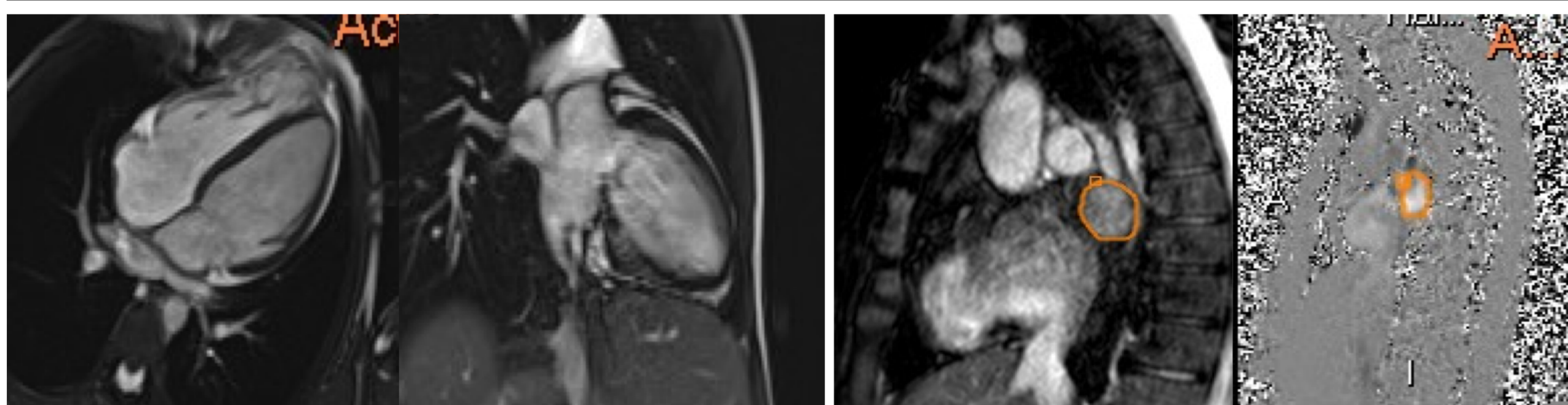
Flujo Ao neto 43 ml. Flujo pulmonar neto 139 ml (no regurgitación significativa) **Qp:Qs 3.2.**

Comparativa con VL por volumetría: 52 ml vs 114 ml **Qp:Qs 2.2**

GC izquierdo 4l/min/m<sup>2</sup> vs GC derecho 11 l/min/m<sup>2</sup> **Qp:Qs 2.75**

**Flujo diferencial: APD 81 ml API 68 ml (54 % hacia pulmón derecho vs 46 % hacia pulmón izquierdo).**

**Flujo de venas pulmonares: VPSD 11 ml + VPID 31ml + VPSI 26 ml + VPDI 39 ml = 107 ml flujo total.**



Caso 7. Niño de 12 años intervenido de DVA total mixto. Se realizó anastomosis de colector de venas pulmonares a aurícula izquierda, con apertura del techo de seno coronario y anastomosis de la vena pulmonar superior izquierda a la orejuela izquierda, con septación posterior de las aurículas con pericardio autólogo. En las imágenes de arriba se señala el colector referido.

Flujo de VP izquierda anastomosada a orejuela 9.6 ml .

Colector VP derechas + VP izquierda 31,2 ml (velocidad aumentada a 120 ms por hiperflujo).

Flujo de VPI 9,6 ml + Flujo colector 31,2 = 41 ml.

**Total de venas pulmonares 41 ml.**

**VLVD 44 ml.**

## VU durante paliación por etapas.

La reconstrucción por etapas en pacientes con ventrículo único mediante la cirugía de Fontan modificada ha supuesto un éxito en el tratamiento de estos pacientes en muchas instituciones. Su manejo sigue siendo uno de los aspectos más controvertidos y desafiantes de la cardiología pediátrica.

La RMC se utiliza el seguimiento seriado de la función ventricular y la evaluación anatómica de la vía de Fontan, cuantificación de insuficiencia valvular y mediciones de flujo con secuencias PC-2D en distintas localizaciones:

1. Mediante las mediciones venosas sistémicas podríamos determinar el CG y la contribución de la VCI al flujo total del FONTAN.
2. La distribución del flujo hacia las arterias pulmonares.
3. La medición del flujo aórtico con respecto al flujo venoso sistémico permitiría la medición del flujo colateral (que contribuye al compromiso hemodinámico).



## Mediciones de flujo colateral.

Para el cálculo del flujo colateral hay que hacer mediciones de flujo en la aorta (nativa y/o neoaorta), la vena cava superior e inferior (VCS y VCI), las arterias pulmonares derecha e izquierda (APD y API) y venas pulmonares izquierdas (RPV y LPV).

El flujo venoso sistémico correcto hay que hacerlo cerca de la anastomosis VCS-APD para incluir la rama del lóbulo superior derecho, que a menudo está muy cerca.

$$Q \text{ col sist.} = Q \text{ Ao} - (\text{VCS Glenn} + \text{VCI Fontan})$$

$$Q \text{ col pulm} = (Q \text{ VPD} - Q \text{ APD}) + (Q \text{ VPI} - Q \text{ API})$$

Representan el flujo colateral estimado comparando el suministro y el retorno de los sistemas sistémico y pulmonar respectivamente.

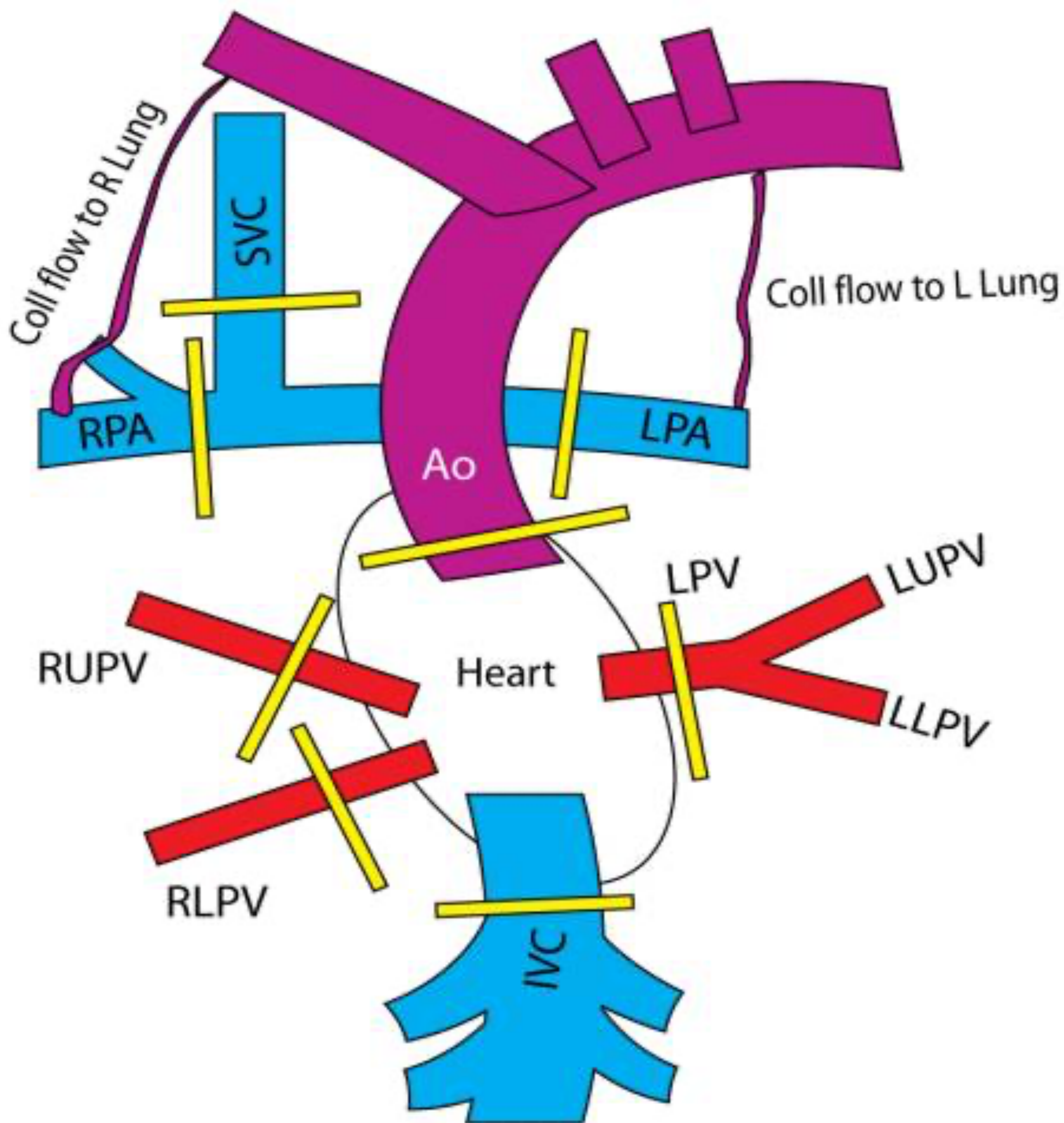
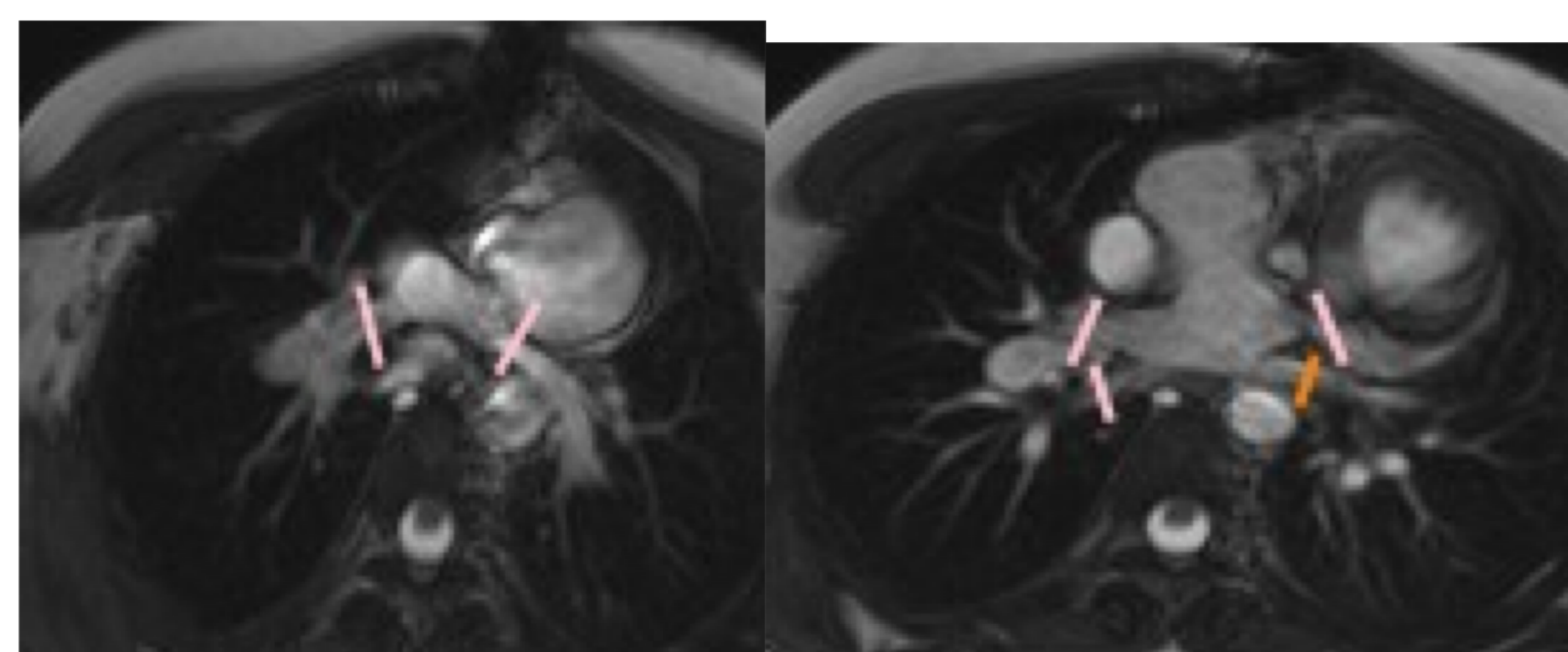
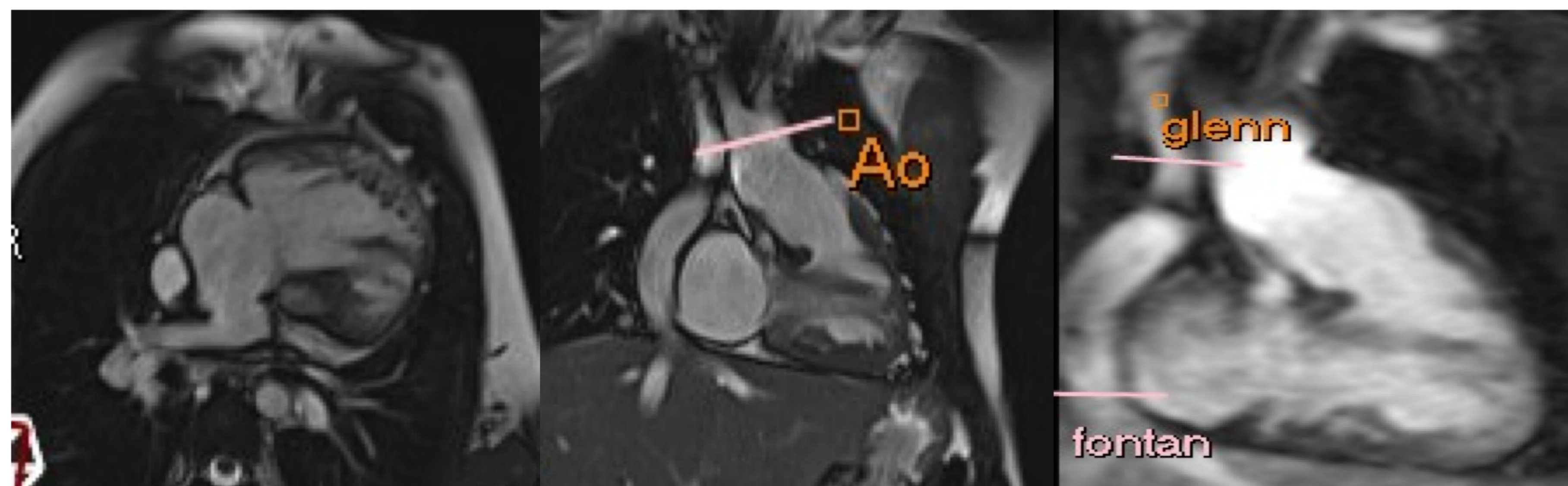


Figura 9. Este esquema muestra las localizaciones donde se hace adquisición de las secuencias PC utilizadas para calcular el flujo colateral sistémico-pulmonar. Las barras amarillas representan las ubicaciones de los mapas de velocidad.

Whitehead KK, Harris MA, Glatz AC, Gillespie MJ, DiMaria MV, Harrison NE, Dori Y, Keller MS, Rome JJ, Fogel MA. Status of systemic to pulmonary arterial collateral flow after the fontan procedure. *Am J Cardiol.* 2015 Jun 15;115(12):1739-45.



Caso 8. Paciente niño de 11 años con VI hipoplásico en estadio de Fontan con ligera disminución de la función del ventrículo sistémico por ecocardiografía. Solcito RM para valoración de la función.

1. Cine SSFP 4C donde vemos VI hipoplásico con hipertrofia del ventrículo derecho con cavidad funcional única.

2 y 3. Plano de adquisición de flujo aórtico, Glenn y Fontan.

4 y 5. Planos de adquisición de arterias y venas pulmonares.

#### Dinámica de flujos:

**1. Ao - (VCS + VCI)**

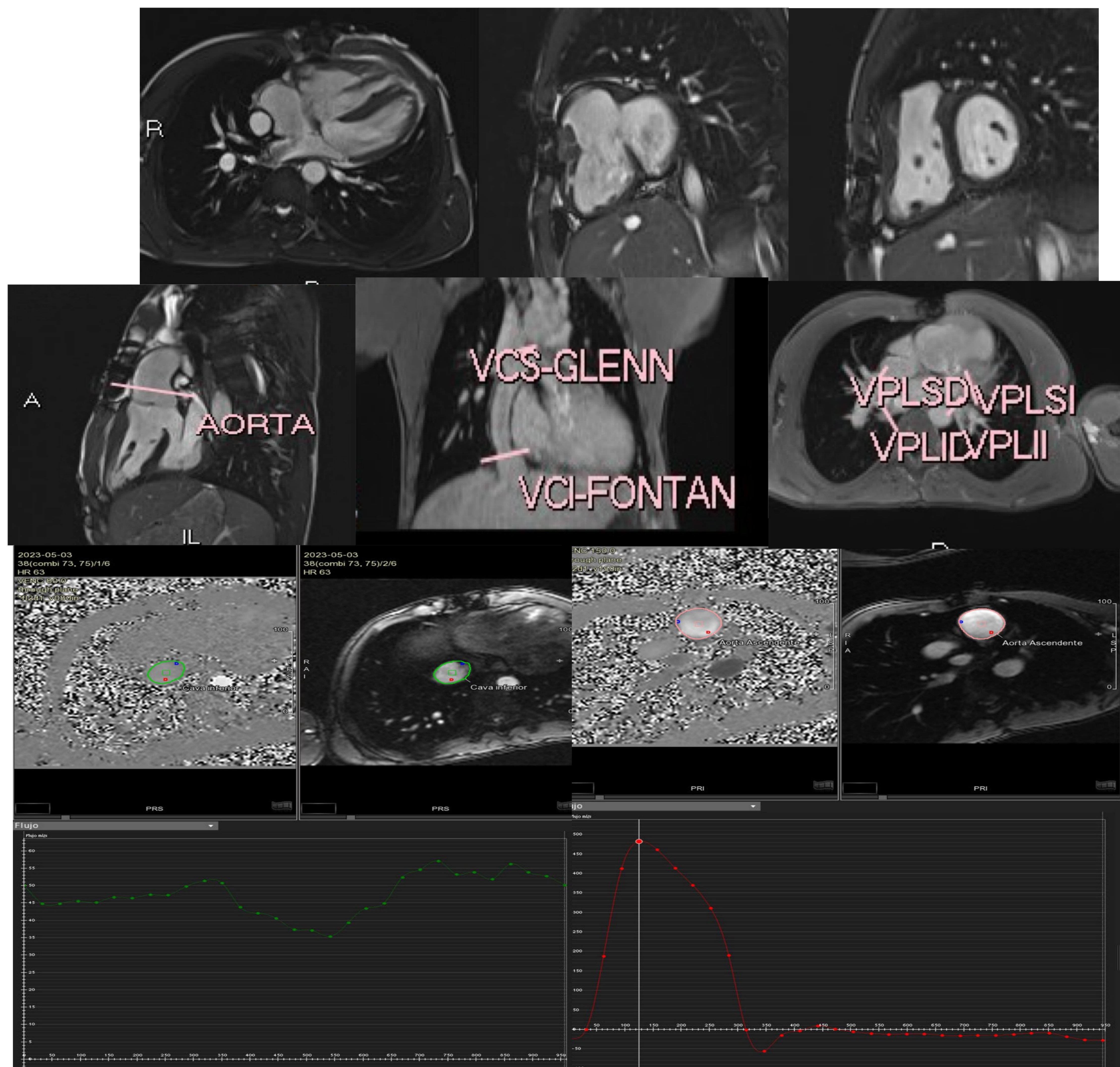
$$58\text{ml} - (22\text{ml} + 20\text{ml}) = 16\text{ml} (1.6\text{L}/\text{min})$$

**2. (VPI-API) + (VPD - APD) =**

$$(16\text{ml} - 13\text{ml}) + (22\text{ml} - 9\text{ml}) = 16\text{ml}$$

Flujo colateral 16% (1.6ml/min --> 1,2ml/min/m2 indexado).

**NOTA:** Flujo APD 9ml vs API 13ml con flujo diferencial pulmonar al pulmón izquierdo del 60% vs derecho del 40%.



Caso 9. Adolescente de 13 años con corazón univentricular en estadio de Fontan con diagnóstico de VDDS + D-TGA + AP. Glenn bidireccional. Fontan fenestrado. Stent en API. Embolización intercostal derecha y mamaria izquierda. En las imágenes 1 2 y 3 vemos secuencias en sangre blanca y cine SSFP en 4C y EC donde se ve la comunicación amplia intraventricular. En las 4, 5 y 6 vemos los planos de adquisición. En las 7 y 8 los flujos con las gráficas correspondientes a vena (Fontan) y arteria (aorta ascendente).

# Material y métodos

Revisamos las RMC que hemos realizado en Hospital Materno Infantil desde el comienzo de realización de estudios en este centro con un equipo *Siemens Aerea de 1.5 T* en mayo del 2022 a febrero del 2024. Incluimos estudios de niños que no requieren anestesia para su realización, con rangos de edad (8 años-17años). Los niños más pequeños que han requerido anestesia para su realización han sido excluidos de nuestro estudio.

Hacemos un análisis descriptivo de los tipos de la patología realizada y la aplicación práctica de secuencias PC- phase contrast en cada una de ellas.

Revisamos las RMC de pacientes con Tetratología de Fallot (TOF) ya que se trata de la patología más prevalente en nuestro grupo de trabajo y hacemos un análisis descriptivo. Analizamos las características demográficas de estos pacientes, el protocolo que hemos realizado en nuestros estudios de TOF y un análisis comparativo de los resultados obtenidos con secuencias PC con respecto a ecocardiografía transtorácica reglada (ETT).

# Resultados

Hemos realizado 174 estudios de Resonancias Magnéticas Cardíacas.

La patología con más incidencia en nuestros estudios han sido las **cardiopatías congénitas (CC)**, ya que se trata de un centro de referencia en con una larga trayectoria en el manejo de estos pacientes.

La CC más frecuente ha sido la **Tetralogía de Fallot** (32 estudios) seguida la **Estenosis pulmonar congénita**, teniendo en cuenta los casos como presentación exclusiva o asociada a defectos de tabique, sin encontrarse en el contexto de otra cardiopatía. (26 estudios).

La patología aorta incluye estudios de coartación, de patología valvular (estenosis e insuficiencias en el contexto de válvulas displásicas como válvulas bicúspides o cuadrícúpides o con presencia de membranas).

Los defectos septales sin otra cardiopatía asociada se han incluido en el grupo con drenaje venosos anómalos, sin tener en cuenta los hallados en el contexto de otra cardiopatía más compleja.

Las cardiopatías complejas se han clasificado por grupos teniendo en cuenta la cirugía paliativa que se le ha realizado y en el estadio en el que se encuentra

	N=174	
CARDIOPATIAS CONGENITAS	122	70,11 %
MIOCARDIOPATIAS	27	15,5 %
MIOCARDITIS	4	2,3 %
ESTUDIO DE MASAS	3	1,72%
OTROS	18	10,3 %

Tabla 1. Clasificación de los estudios realizados por patología.

	N =114	FR valvulares	Qp/Qs	Flujo distributivo	Flujo colateral
T. Fallot	32	+++ /+++	++ /+++	++ /+++	
EP/atresia	26	+++ /+++	++ /+++		
Aorta	14	+++ /+++	+ /+++		++ /+++ (en coartación)
TGA	11	++ /+++	+ /+++	++ /+++	
CIA/CIV/DVA	15		+++ /+++		
FONTAN	11				+++ /+++
GLENN	1				+++ /+++
Senning	1				
Otros		variable	variable	variable	variable

Tabla 2. Cardiopatías congénitas realizadas y aplicación de secuencias de cuantificación de flujo. Otros incluye: VDDS, Anomalía de Ebstein, Cor triatriatum, agenesia de ápex, anomalía de Uhl.

- De los 32 estudios que hemos realizado 4 han sido estudios de control por los que la muestra son 28 pacientes. Tabla 3.

<b>FALLOT n=28</b>		
Edad		Media=13,14 años (Rango 9 años- 17 años)
Sexo		Varones= 60,7% Mujeres = 39,28%
FR:	leve	18%
	Leve-mod	3%
	mod	39%
	Mod-sev	4%
	sev	25%
F. distrib. Pulmonar%		Calculado en el 36 % de los estudios.

- Si comparamos los resultados con diagrama circular vemos que de los 32 pacientes con TOF, con la ETT un 64% de nuestros pacientes presentan IP severa frente a la RMC con un 25%, por lo que podemos concluir que la Resonancia Magnética tiende a infraestimar la severidad de la Insuficiencia Pulmonar con respecto a la Ecografía Transtorácica en nuestra muestra.
- Hemos podido observar que los casos que presentan mayor discrepancia con ecografía y RM se tratan de pacientes que asocian estenosis pulmonar a la insuficiencia.
- En 14 de los pacientes se describe Insuficiencia tricuspídea con ecografía (39%) frente a 5 pacientes con RM (17,8%), por lo que al tratarse la estimación de la IT con RM de un cálculo indirecto, puede ser menos exacto que la estimación con ecografía y a parte puede influir por la IP que presentan estos pacientes.



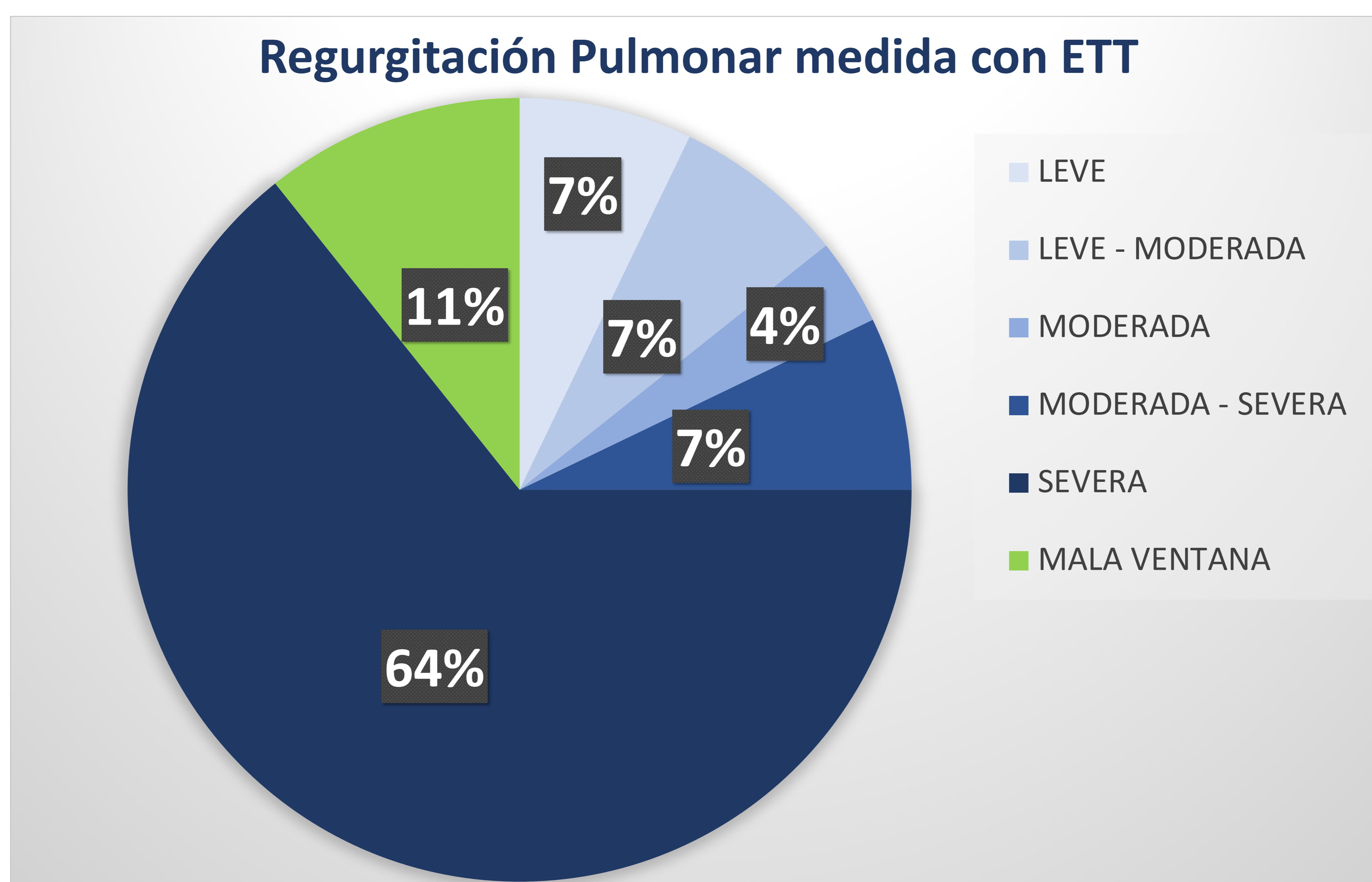
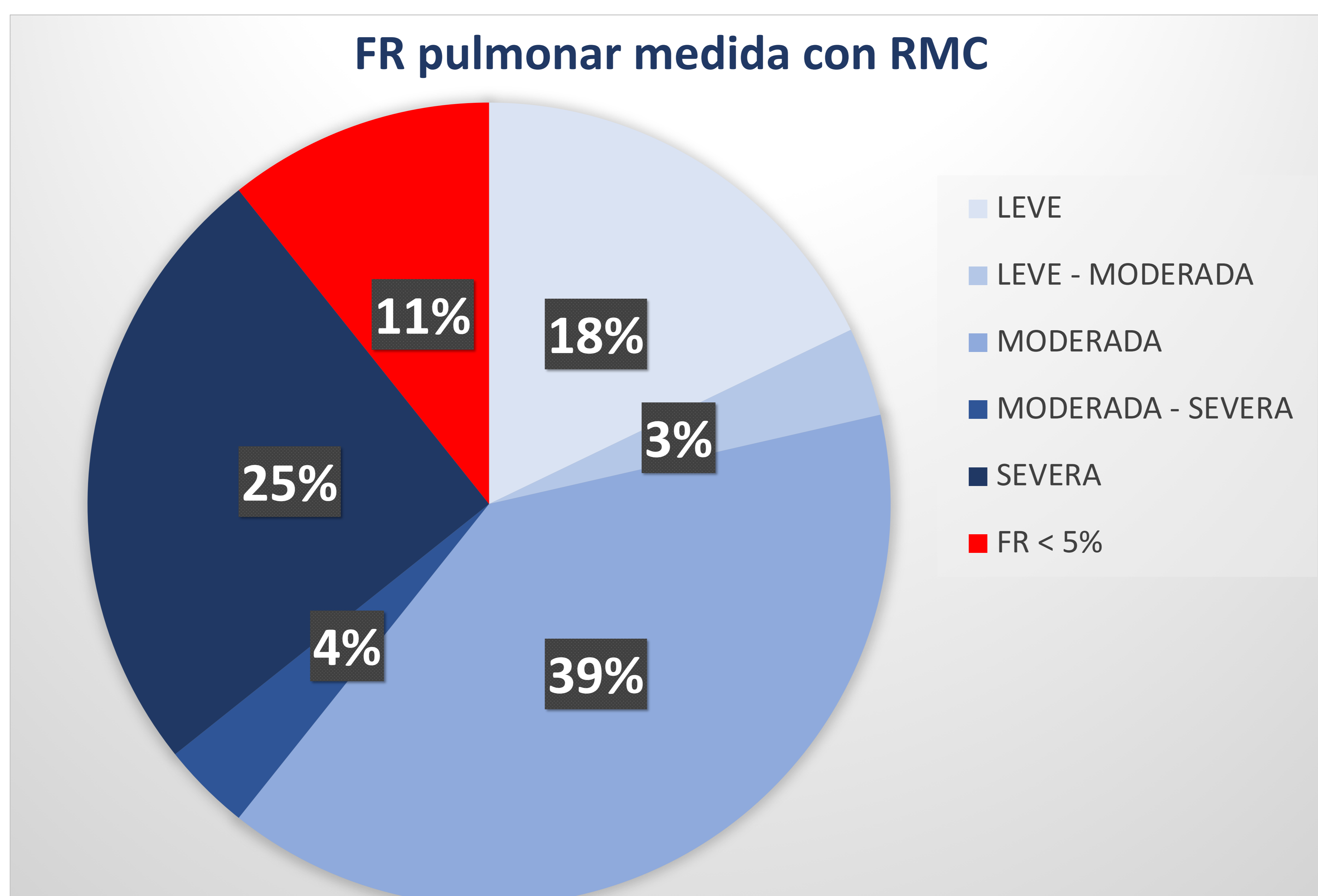
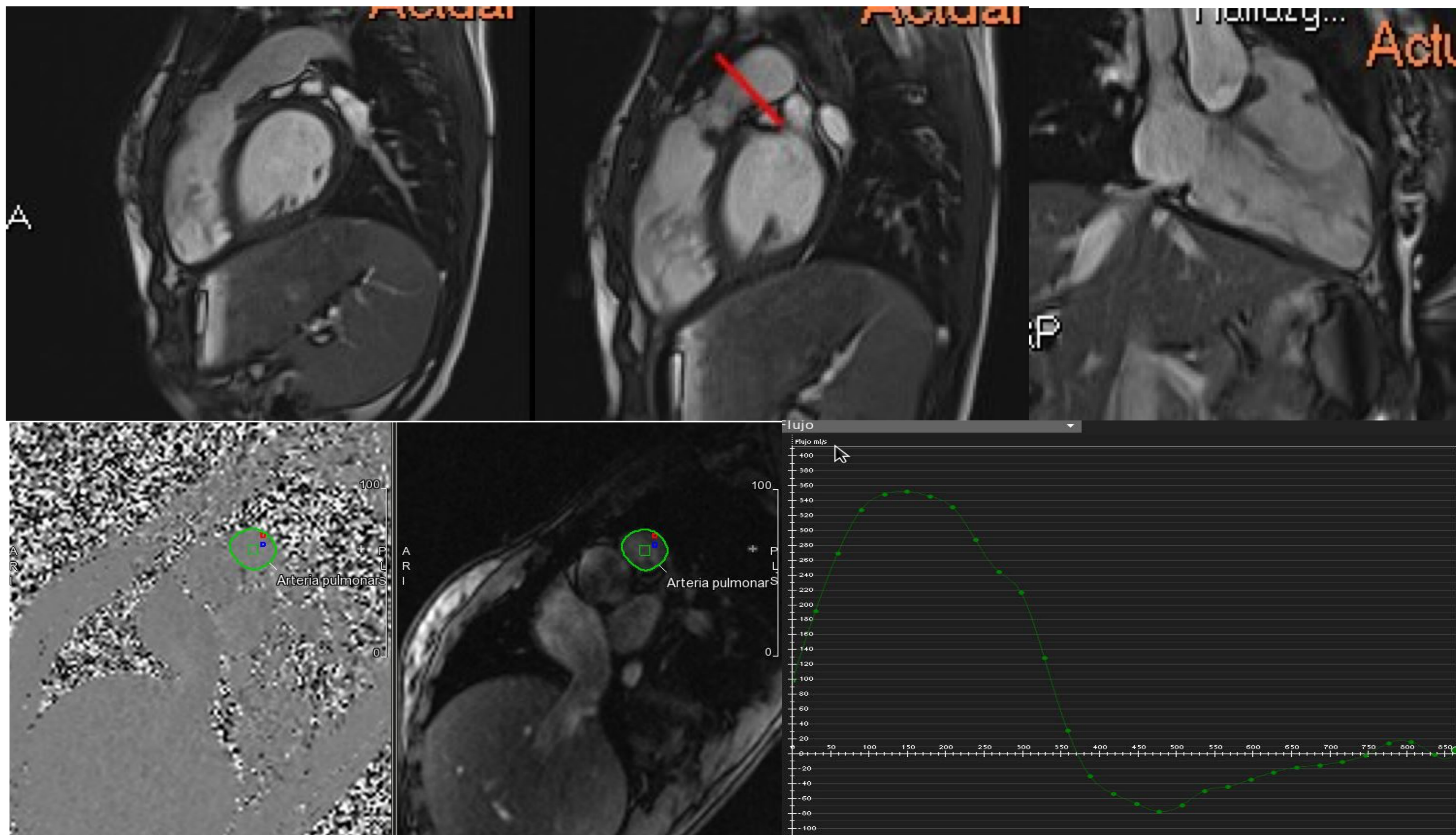


Figura 10. Comparativa mediante diagrama circular de la Fracciones de Regurgitación de pacientes con TOF con RMC y ETT.



Caso 10. Paciente con TOF donde vemos cines SSFP de VD. Se interroga la Arteria Pulmonar obteniendo una FR del 15,5 % con un Venc de 250. Presenta una válvula de Gore-tex con aneurisma pequeño subvalvular. El análisis de flujos la aorta presenta un volumen anterógrado neto de 71,5 ml y la arteria pulmonar de 81 ml.

El flujo distributivo de las arterias pulmonares:

APD: 34 ml. 50%

API : 36 ml. 50%

$Q_p = RPD + RPI.$

$RPD/Q_p =$  % sangre que se dirige a pulmón derecho.

$RPI/Q_p =$  % de sangra que se dirige a pulmón izquierdo.

# Discusión

- La evaluación hemodinámica es esencial para comprender la fisiopatología y explicar las manifestaciones clínicas de las enfermedades cardiovasculares.
- Es indudable que las imágenes de flujo por resonancia magnética cardiovascular en cuatro dimensiones (4DF RMC) proporcionan de forma única una caracterización integral e in vivo del flujo sanguíneo cardiovascular. Es una extensión de 2DF RMC, que es actualmente la aplicación de flujo clínico más utilizada, ya que el 4DF es menos accesible por los Servicios y presenta una mayor complejidad en el postprocesado precisando de Software específicos.
- Con este trabajo queremos destacar las distintas aplicaciones de las secuencias PC-2D que consideramos que están infrautilizadas en los centros donde se realizan estudios de RMC en general. En contraposición estas secuencias son totalmente accesibles en cualquier equipo de RM actual y su postprocesado es sencillo.
- También nos ha resultado muy útil unificar en un documento todas los cálculos matemáticos y formulaciones que utilizamos en nuestra práctica clínica.
- Al revisar nuestro trabajo, hemos destacado la alta incidencia de estudios de cardiopatía congénita, los estudios que más hemos realizado han sido de TOF. Los pacientes son fundamentalmente niños que van a pasar a seguimiento de patología congénita en adulto. La solicitud de estudios de miocardiopatía por alteraciones genéticas están aumentando con respecto al inicio.
- Este trabajo de revisión mediante un análisis descriptivo de nuestro trabajo puede ser muy útil para crear hipótesis y realizar nuevos trabajos experimentales.

# Conclusiones

1. Las secuencias 2D phase contrast son muy exactas para calcular el flujo promedio de un vaso. De esta forma podemos realizar una evaluación hemodinámica y entender la fisiopatología en las distintas manifestaciones clínicas. Se trata de secuencias accesibles y de postprocesado sencillo y consideramos ampliamente infrutilizadas en muchas de sus aplicaciones.
2. En nuestra práctica clínica hacemos fundamentalmente estudios de cardiopatía congénita donde el análisis hemodinámico y funcional es fundamental. La patología más prevalente en nuestros estudios es la Tetralogía de Fallot, donde hemos visto que el análisis de la insuficiencia pulmonar en estos pacientes ya intervenidos está infraestimado en nuestros estudios de RMC frente a ETT.

# Bibliografía

- Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, and Michael Galanski. Cardiovascular Flow Measurement with Phase-Contrast MR Imaging: Basis Facts and Implementation. *RadioGraphics* 2002 22:3, 651-671
- Pooja J. Sheth, Gary H. Danton, et al. Cardiac Physiology for Radiologist: Review of Relevant Physiology for Interpretation of Cardiac MR Imaging and CT. *RadioGraphics* 2015 35:5, 1335-1351.
- Seth Uretsky, Edgar Argulian, Jagat Narula, Steven D. Wolff, Use of Cardiac Magnetic Resonance Imaging in Assessment of Mitral Regurgitation. *Journal of the American College of Cardiology*, Volume 71, Issue 5, 2018, Pages 547-563.
- Guzzetti, E., Racine, HP., Tastet, L. *et al.* Accuracy of stroke volume measurement with phase-contrast cardiovascular magnetic resonance in patients with aortic stenosis. *J Cardiovasc Magn Reson* 23, 124 (2021).
- Zhen J. Wang, Gautham P. et al. Cardiovascular Shunts: MR Imaging Evaluation. *RadioGraphics* 2003 23:S181-S194.
- E.R. Valsangiacomo Buechel, L. Grosse-Wortmann, et al. Indications for cardiovascular magnetic resonance in children with congenital and acquired heart disease: an expert consensus paper of the Imaging Working Group of the AEPC and the Cardiovascular Magnetic Resonance Section of the EACVI, *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging*, Volume 16, Issue 3, March 2015, Pages 281–297.
- Whitehead KK, Harris MA, Glatz AC, et al. Status of systemic to pulmonary arterial collateral flow after the fontan procedure. *Am J Cardiol*. 2015 Jun 15;115(12):1739-45.