

Universidad de Costa Rica  
Sistema de Estudios de Posgrado

Programa de Posgrado en Especialidades Médicas

Monitorización hemodinámica intraoperatoria con ecocardiografía  
transesofágica en pacientes sometidos a cirugía no cardíaca

Trabajo Final de Graduación sometido a la consideración del Comité de la  
Especialidad en Anestesiología y Recuperación para optar por el grado y título  
de Especialista en Anestesiología y Recuperación

Sustentante: Luis Alberto Aguilar Zúñiga

2023

"Esta Tesis fue aceptada por la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado Anestesiología y Recuperación de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y título de Especialista en el Programa de Posgrado Anestesiología y Recuperación"



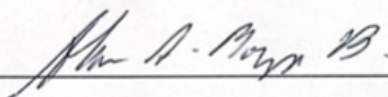
Dra. Shirley Acuña Chinchilla  
**Tutor/Profesor Guía**



Dr. Hector Alonso Hidalgo Segura  
**Lector 1**



Dra. Beatriz Jimenez Meza  
**Lector 2**



Dr. Alan Borges Bolaños

**Coordinador Programa de Posgrado en la Especialidad en Anestesiología y Recuperación**



Luis Alberto Aguilar Zúñiga  
**Sustentante**



**Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.**

Yo, Luis Alberto Aguilar Zúñiga, con cédula de identidad 1-1612-0572, en mi condición de autor del TFG titulado Monitorización hemodinámica intraoperatoria con ecocardiografía transesofágica en pacientes sometidos a cirugía no cardíaca

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI  NO

\*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: \_\_\_\_\_ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

**INFORMACIÓN DEL ESTUDIANTE:**

Nombre Completo: Luis Alberto Aguilar Zúñiga

Número de Carné: C09508 Número de cédula: 1-1612-0572

Correo Electrónico: luis.aguilar1907@gmail.com

Fecha: 13 Octubre 2023 Número de teléfono: 70769968

Nombre del Director (a) de Tesis o Tutor (a): Shirley Acuña Chinchilla

  
**FIRMA ESTUDIANTE**

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

## CARTA DE REVISIÓN

San José, 2 de agosto de 2023


Señores  
Sistema de Estudios de Posgrado  
Programa de Posgrado en Especialidades Médicas  
Universidad de Costa Rica  
Sede Rodrigo Facio

Estimados señores:

Por este medio, yo, Ana María Acosta Barrientos, mayor, soltera, filóloga, miembro de la Asociación Costarricense de Filólogos (ACFIL), carné nro. 100, vecina de San José, portadora de cédula de identidad nro. 1-1380-0827, hago constar que:

1. He revisado el trabajo final de graduación denominado “**Monitorización hemodinámica intraoperatoria con ecocardiografía transesofágica en pacientes sometidos a cirugía no cardíaca**” para optar por el título de **Especialista en Anestesiología y Recuperación**.
2. El proyecto es sustentado por el estudiante **Luis Alberto Aguilar Zúñiga**, portadora de la cédula 116120572.
3. Revisé el texto en lo relativo a la ortografía y puntuación, riqueza, propiedad y precisión léxicas, adecuación morfosintáctica, construcción de los párrafos, uso de conectores y cohesión, así como lo correspondiente al formato de estilo y citación APA (7ma. edición). De igual modo se atendieron las particularidades solicitadas en el documento Lineamientos TFG Anestesiología y Recuperación de la Universidad.

En espera de que mi participación satisfaga los requerimientos del centro académico, se suscribe atentamente,

  
Ana María Acosta Barrientos  
**Filóloga/ Carné nro.100**

# ÍNDICE DE CONTENIDOS

<b>RESUMEN</b> .....	<b>XIV</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>XIV</b>
<b>JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>XV</b>
<b>HIPÓTESIS</b> .....	<b>XVII</b>
<b>OBJETIVO GENERAL</b> .....	<b>XVII</b>
<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b> .....	<b>XVII</b>
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 2. PRINCIPIOS DE LA ULTRASONOGRAFÍA</b> .....	<b>5</b>
2.1 PRINCIPIOS FÍSICOS .....	5
2.2 INTERACCIÓN ULTRASONIDO-TEJIDO .....	7
2.2.1 <i>Reflexión</i> .....	8
2.2.2 <i>Dispersión</i> .....	8
2.2.3 <i>Refracción</i> .....	9
2.2.4 <i>Atenuación</i> .....	9
2.3 GENERACIÓN DE IMÁGENES .....	11
2.4 ARTEFACTOS .....	14
2.4.1 <i>Sombra acústica</i> .....	14
2.4.2 <i>Reverberación</i> .....	15
2.4.3 <i>Refracción</i> .....	15
2.4.4 <i>Ambigüedad de rango</i> .....	16
2.5 MODOS ULTRASONOGRÁFICOS.....	16
2.5.1 <i>Modo-M</i> .....	16
2.5.2 <i>Modo Bidimensional (2D)</i> .....	17
2.5.3 <i>Ecocardiografía Doppler</i> .....	18
2.5.3.1 <i>Doppler pulsado</i> .....	20
2.5.3.2 <i>Doppler continuo</i> .....	20
2.5.3.3 <i>Doppler color</i> .....	21
2.5.3.4 <i>Doppler tisular</i> .....	22
2.5.4 <i>Modo tridimensional (3D)</i> .....	22
<b>CAPÍTULO 3. BASES PARA LA UTILIZACIÓN DEL ECOCARDIOGRAMA TRANSESOFÁGICO</b> .....	<b>24</b>
3.1 INSERCIÓN DE LA SONDA .....	26
3.2 MANIPULACIÓN DE LA SONDA .....	27
3.3 ADQUISICIÓN DE IMÁGENES.....	28
3.3.1 <i>Cuatro cámaras medio esofágico (ME 4C)</i> .....	30
3.3.2 <i>Dos cámaras medio esofágico (ME 2C)</i> .....	31
3.3.3 <i>Eje largo medio esofágico (ME LAX)</i> .....	32
3.3.4 <i>Eje largo aorta ascendente medio esofágico (ME Asc Ao LAX)</i> .....	33

3.3.5 Eje corto aorta ascendente medio esofágico (ME Asc Ao SAX).....	34
3.3.6 Eje corto válvula aortica medio esofágico (ME AV SAX) .....	35
3.3.7 Tracto de entrada y salida del ventrículo derecho medio esofágico.....	36
3.3.8 Bicava medio esofágica .....	37
3.3.9 Eje corto medio papilar transgástrico.....	39
3.3.10 Eje corto aorta descendente .....	40
3.3.11 Eje largo aorta descendente .....	41
3.3.12 Vista transgástrica profunda 5 cámaras.....	42
3.3.13 Vista de la Vena Cava Inferior a nivel transgástrico .....	43
<b>CAPÍTULO 4. CONCEPTOS DE FISIOLÓGÍA CARDIOVASCULAR .....</b>	<b>43</b>
4.1 GASTO CARDÍACO .....	45
4.2 DETERMINANTES DEL GASTO CARDIACO .....	46
4.2.1 Precarga.....	47
4.2.2 Poscarga .....	48
4.2.3 Contractilidad .....	49
<b>CAPÍTULO 5. GENERALIDADES DEL ESTADO DE CHOQUE CIRCULATORIO .....</b>	<b>50</b>
5.1 CONSIDERACIONES GENERALES.....	51
5.2 CLASIFICACIÓN .....	53
5.2.1 Estados con GC disminuido .....	54
5.2.1.1 Choque hipovolémico.....	54
5.2.1.2 Choque cardiogénico.....	55
5.2.1.3 Choque obstructivo .....	55
5.2.2 Estados con GC aumentado .....	56
5.2.2.1 Choque distributivo .....	56
<b>CAPÍTULO 6. INDICACIONES, CONTRAINDICACIONES Y COMPLICACIONES DE LA ECOCARDIOGRAFÍA TRANSESO FÁGICA INTRAOPERATORIA .....</b>	<b>57</b>
6.1 INDICACIONES .....	57
6.2 CONTRAINDICACIONES.....	59
6.3 COMPLICACIONES .....	59
<b>CAPÍTULO 7. EVALUACIÓN HEMODINÁMICA CON ECOCARDIOGRAFÍA TRANSESO FÁGICA .....</b>	<b>62</b>
7.1 PRECARGA.....	63
7.1.1 Valoración cualitativa.....	64
7.1.2 Valoración cuantitativa .....	67
7.2 FUNCIÓN CARDÍACA .....	72
7.2.1 Valoración cualitativa de la función sistólica.....	73
7.2.2 Valoración cuantitativa de la función sistólica .....	75
7.2.3 Valoración del gasto cardíaco .....	80
7.2.4 Valoración de la función diastólica.....	82
7.2.5 Valoración del ventrículo derecho .....	85

7.2.6 Valoración valvular.....	88
7.3 POSCARGA .....	89
<b>CÁPITULO 8. APLICABILIDAD EN LOS DIFERENTES TIPOS DE CIRUGÍA NO CARDÍACA .....</b>	<b>91</b>
8.1 CIRUGÍA DE TRASPLANTE .....	91
8.1.1 <i>Trasplante hepático</i> .....	91
8.1.2 <i>Trasplante renal</i> .....	93
8.1.3 <i>Trasplante pulmonar</i> .....	94
8.2 CIRUGÍA VASCULAR MAYOR .....	94
8.3 CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y DE COLUMNA .....	96
8.4 NEUROCIRUGÍA .....	97
8.5 CIRUGÍA TORÁCICA.....	98
8.6 CIRUGÍA DE EMERGENCIA .....	99
8.7 CIRUGÍA OBSTÉTRICA.....	101
<b>FICHA TÉCNICA .....</b>	<b>103</b>
<b>DISCUSIÓN .....</b>	<b>104</b>
<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>106</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>108</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>FIGURA 1. DIAGRAMA DE LA ONDA DE ULTRASONIDO Y SUS CARACTERÍSTICAS .....</b>	<b>6</b>
<b>FIGURA 2. INTERACCIÓN ULTRASONIDO-TEJIDO.....</b>	<b>10</b>
<b>FIGURA 3. TERMINOLOGÍA UTILIZADA PARA LA MANIPULACIÓN DE LA SONDA TRANSESOFÁGICA .....</b>	<b>28</b>
<b>FIGURA 4. DIAGRAMA RESUMEN DE LAS 11 VISTAS DEL EXAMEN BÁSICO DE LA ASE/SCA .....</b>	<b>29</b>
<b>FIGURA 5. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME 4C .....</b>	<b>31</b>
<b>FIGURA 6. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME 2C .....</b>	<b>32</b>
<b>FIGURA 7. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME LAX.....</b>	<b>33</b>
<b>FIGURA 8. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME Asc Ao LAX.....</b>	<b>34</b>
<b>FIGURA 9. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME Asc Ao SAX .....</b>	<b>35</b>
<b>FIGURA 10. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME AV SAX.....</b>	<b>36</b>
<b>FIGURA 11. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA DEL TRACTO DE ENTRADA Y SALIDA DEL VD37</b>	
<b>FIGURA 12. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA BICAVA MEDIO ESOFÁGICA .....</b>	<b>38</b>
<b>FIGURA 13. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA EJE CORTO MEDIO PAPILAR TRANSGÁSTRICA .....</b>	<b>40</b>
<b>FIGURA 14. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA EJE CORTO AORTA DESCENDENTE .....</b>	<b>41</b>
<b>FIGURA 15. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA EJE LARGO AORTA DESCENDENTE .....</b>	<b>41</b>
<b>FIGURA 16. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA TRANSGÁSTRICA PROFUNDA 5 CÁMARAS. 42</b>	
<b>FIGURA 17. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA DE LA VENA CAVA INFERIOR A NIVEL TRANSGÁSTRICO.....</b>	<b>43</b>
<b>FIGURA 18. SIGNO “KISSING PAPILLARY MUSCLE” DEL VENTRÍCULO IZQ EN EJE CORTO65</b>	
<b>FIGURA 19. CAMBIOS EN EL SEPTUM INTERVENTRICULAR POR SOBRE CARGA DE VOLUMEN Y PRESIÓN EN EL VENTRÍCULO DERECHO .....</b>	<b>67</b>
<b>FIGURA 20. MEDICIÓN DEL VOLUMEN SISTÓLICO MEDIANTE VTI DEL TSVI.....</b>	<b>70</b>
<b>FIGURA 21. MEDICIÓN DE LOS DIÁMETROS DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO EN SÍSTOLE Y DIÁSTOLE .....</b>	<b>72</b>

<b>FIGURA 22. MODELOS DE LOS 17 SEGMENTOS DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO EN VISTA TG SAX .....</b>	<b>75</b>
<b>FIGURA 23. MEDICIÓN DE VOLÚMENES Y FACCIÓN DE EYECCIÓN DEL VI MEDIANTE MÉTODO DE SIMPSON .....</b>	<b>77</b>
<b>FIGURA 24. CÁLCULO DEL CAMBIO EN EL ÁREA FRACCIONAL DEL VI .....</b>	<b>78</b>
<b>FIGURA 25. MEDICIÓN DEL MAPSE .....</b>	<b>79</b>
<b>FIGURA 26. MEDICIÓN DEL GASTO CARDÍACO MEDIANTE VTI DEL TSVI .....</b>	<b>81</b>
<b>FIGURA 27. MEDICIÓN DE LA RELACIÓN E/E'. FLUJO TRANSMIRAL PICO (E) IMAGEN DE LA IZQUIERDA Y DOPPLER TISULAR ANULAR MITRAL (E') IMAGEN DE LA DERECHA .....</b>	<b>83</b>
<b>FIGURA 28. MEDICIÓN DE LA RELACIÓN E/A .....</b>	<b>84</b>
<b>FIGURA 29. MEDICIÓN DEL TAPSE.....</b>	<b>86</b>

## TABLA DE ABREVIATURAS

Abreviatura	Significado
RWMA	Anomalías regionales del movimiento de la pared
RVEDA	Área diastólica final del ventrículo derecho
RVEDAI	Área diastólica final del ventrículo derecho indexada
LVEDA	Área diastólica final del ventrículo izquierdo
LVEDAI	Área diastólica final del ventrículo izquierdo indexada
AD	Atrio derecho
AI	Atrio izquierdo
AP	Arteria pulmonar
AASLD	Asociación Estadounidense para el Estudio de Enfermedades del Hígado
FAC	Cambio en el área fraccional
CaO <sub>2</sub>	Contenido arterial de oxígeno
CvO <sub>2</sub>	Contenido venoso de oxígeno
VO <sub>2</sub>	Consumo de oxígeno
ACP	Cor Pulmonale Agudo
ME 4C	Cuatro cámaras medio esofágico
LVEDD	Diámetro interno al final de la diástole del ventrículo izquierdo
LVESD	Diámetro interno al final de la sístole del ventrículo izquierdo
RVIDD	Diámetro interno diastólico del ventrículo derecho
Dc	Doppler continuo
Dp	Doppler pulsado

ME 2C	Dos cámaras medio esofágico
FoCUS	Ecocardiografía focalizada
ETE	Ecocardiografía transesofágica
ME Asc Ao SAX	Eje corto aorta ascendente medio esofágico
ME AV SAX	Eje corto válvula aortica medio esofágico
ME Asc Ao LAX	Eje largo aorta ascendente medio esofágico
ME LAX	Eje largo medio esofágico
EAV	Embolia gaseosa venosa
MAPSE	Excursión sistólica del plano del anillo mitral
TAPSE	Excursión sistólica del plano del anillo tricuspídeo
FEVI	Fracción de eyección del ventrículo izquierdo
FC	Frecuencia cardíaca
GC	Gasto cardíaco
Hb	Hemoglobina
TDI	Imagen de Doppler tisular
VTI	Integral de la curva velocidad-tiempo
SAM	Movimiento anterior sistólico
O2	Oxígeno
PaO2	Presión arterial de oxígeno
PAM	Presión arterial media
PEEP	Presión positiva al final de la espiración
PvO2	Presión venosa de oxígeno

PVC	Presión venosa central
RCP	Resucitación cardio-pulmonar
RVS	Resistencias vasculares sistémicas
SaO <sub>2</sub>	Saturación de oxígeno
SvO <sub>2</sub>	Saturación venosa mixta de oxígeno
SIA	Septum inter-atrial
SIV	Septum interventricular
SCA	Sociedad de Anestesiólogos Cardiovasculares
ASE	Sociedad Estadounidense de Ecocardiografía
SDRA	Síndrome de distrés respiratorio agudo
ECLS	Soporte vital extracorpóreo
DO <sub>2</sub>	Suministro de oxígeno
ERO <sub>2</sub>	Tasa de extracción de oxígeno
TSVI	Tracto de salida del ventrículo izquierdo
TSVD	Tracto de salida ventrículo derecho
UCI	Unidad de Cuidados Intensivos
VAo	Válvula aórtica
VM	Válvula mitras
VP	Válvula pulmonar
VT	Válvula tricuspídea
VCI	Vena cava inferior
VCS	Vena cava superior
VI	Ventrículo izquierdo



## **RESUMEN**

El manejo hemodinámico intraoperatorio durante cirugía mayor no cardíaca o de alto riesgo, es un reto para el anestesiólogo, debido al elevado riesgo de inestabilidad hemodinámica secundario, tanto a los cambios rápidos en la volemia del paciente, como a la posibilidad de múltiples causas asociadas. Posterior al inicio de tratamiento para restaurar la estabilidad hemodinámica, la monitorización intraoperatoria de la misma ayuda en la valoración de la respuesta a dicho tratamiento y al seguimiento de este. La monitorización hemodinámica con ecocardiografía permite solucionar los inconvenientes de los dispositivos de monitoreo mínimamente invasivos y brindar una terapéutica guiada según la fisiopatología del paciente sin dejar de ser un método poco invasivo. En esta revisión bibliográfica se exponen las principales consideraciones para la realización e interpretación de un monitoreo hemodinámico basado en el uso de ecocardiografía transesofágica durante cirugía no cardíaca.

## **ABSTRACT**

The intraoperative hemodynamic management during non-cardiac major surgery or high-risk surgery is a challenge for the anesthesiologist, due to the high risk of secondary hemodynamic instability, both due to rapid changes in the patient's blood volume and the possibility of multiple associated causes. After the initiation of treatment to restore hemodynamic stability, intraoperative monitoring assists in assessing the response to treatment and in its follow-up. Hemodynamic monitoring with echocardiography allows overcoming the drawbacks of minimally invasive monitoring devices and provides guided therapy according to the patient's physiopathology while remaining a minimally invasive method. This literature review presents the main considerations for the implementation and interpretation of hemodynamic monitoring based on the use of transesophageal echocardiography during non-cardiac surgery.

## JUSTIFICACIÓN

El manejo hemodinámico intraoperatorio durante cirugía mayor no cardíaca o de alto riesgo, es un reto para el anestesiólogo, debido al elevado riesgo de inestabilidad hemodinámica secundario, tanto a los cambios rápidos en la volemia del paciente, como a la posibilidad de múltiples causas asociadas. El monitoreo hemodinámico intraoperatorio se basa en variables fisiológicas para poder diferenciar entre alteraciones en la precarga, la contractilidad y la poscarga cardíaca y así, determinar la necesidad de fluidoterapia, tratamiento inotrópico o tratamiento vasopresor (Prabhu y George, 2014). Posterior al inicio de tratamiento para restaurar la estabilidad hemodinámica, la monitorización intraoperatoria de la misma ayuda en la valoración de la respuesta a dicho tratamiento y al seguimiento de este. La utilización de monitoreo para la detección precoz de la inestabilidad hemodinámica, la instauración de un tratamiento anticipado y el seguimiento de la terapia empleada se conoce como monitoreo hemodinámico funcional o dinámico. Dicho modo de monitorización ha demostrado una reducción de las complicaciones postoperatorias, reducción de la estadía hospitalaria postoperatoria y una disminución en la mortalidad (Cove y Pinsky, 2012).

En la actualidad, existen diversos métodos de monitoreo hemodinámico mínimamente invasivos guiados por el análisis de la onda de pulso a través de la canalización arterial: sin embargo, la fiabilidad de estos disminuye con la ausencia de un ritmo sinusal, la utilización de técnicas de ventilación mecánica protectora, la apertura de la caja torácica, entre otras. Por otro lado, dichos dispositivos utilizan parámetros indirectos para guiar intervenciones terapéuticas por lo que, no valoran de manera directa el estado del volumen intravascular ni las causas de deterioro hemodinámico. La monitorización hemodinámica con ecocardiografía permite solucionar los inconvenientes de los dispositivos de monitoreo mínimamente invasivos y brindar una terapéutica guiada según la fisiopatología del paciente sin dejar de ser un método poco invasivo (Feltracco *et al*, 2012).

El realizar una revisión de la literatura más actualizada con respecto a los métodos de monitoreo hemodinámico con ecocardiografía transesofágica permitiría la creación de una guía sobre el manejo hemodinámico fundamentado en este método de monitorización. Lo anterior, impulsaría la utilización universal de la sonda de ecocardiografía transesofágica en pacientes sometidos a cirugías mayores no cardiovasculares y de esta manera, se lograría

una mejor utilización de los recursos disponibles, optimización de la atención de los pacientes y una disminución de su costo al reducir las complicaciones y estancias hospitalarias postoperatorias.

## **HIPÓTESIS**

El monitoreo hemodinámico intraoperatorio mediante ecocardiografía transesofágica en cirugía no cardíaca permite guiar la terapia hemodinámica y disminuir complicaciones postoperatorias

### **OBJETIVO GENERAL**

Describir la técnica y consideraciones para realizar monitoreo intraoperatorio con ecocardiografía transesofágica y con ello, guiar la terapia hemodinámica en pacientes sometidos a cirugía no cardíaca.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Describir los principios del funcionamiento de la ultrasonografía.
- Explicar los fundamentos fisiopatológicos del estado de choque circulatorio.
- Identificar las indicaciones, contraindicaciones y complicaciones relacionadas con el monitoreo intraoperatorio mediante ecocardiografía transesofágica.
- Detallar la manera de guiar la terapia hemodinámica basada en el monitoreo con ecocardiograma transesofágico.
- Definir los escenarios de utilidad para realizar monitoreo hemodinámico con ecocardiografía transesofágica durante el intraoperatorio de cirugía no cardíaca.
- Determinar la utilidad del manejo hemodinámico guiado por ecocardiografía transesofágica intraoperatoria en cirugía no cardíaca.
- Explicar las técnicas de monitoreo hemodinámico con ecocardiografía transesofágica.
- Desarrollar, a través de la síntesis de bibliografía actualizada, un flujograma sobre el manejo hemodinámico intraoperatorio guiado por ecocardiografía transesofágica en cirugía no cardíaca.

## CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

La cirugía mayor está asociada con un índice significativo tanto de morbilidad como de mortalidad. El riesgo de eventos adversos se incrementa en los grupos de pacientes sometidos a cirugías de emergencias y en pacientes con una reserva cardiovascular y respiratoria limitada que son llevados a sala de operaciones. La disminución de dichos riesgos no solo es importante para el paciente y que este tenga mejores resultados clínicos, también lo es para el personal de salud y el personal administrativo para brindar una mejor atención y una disminución de los costos (Hamilton *et al.*, 2011).

La morbilidad y mortalidad cardiovascular en pacientes sometidos a cirugías no cardíacas está determinada por dos factores principalmente: el riesgo relacionado con el paciente y el riesgo asociado al tipo de cirugía. Dicho riesgo se puede disminuir con una adecuada evaluación preoperatoria y una selección adecuada del momento y tipo de cirugía. El riesgo quirúrgico se estima a 30 días de muerte cardiovascular, infarto al miocardio y eventos cerebrovasculares. Para dicha estimación se considera únicamente la intervención quirúrgica y se dejan de lado las comorbilidades de los pacientes (Halvorsen *et al.*, 2022).

La relevancia pronosticada del monitoreo peri-operatorio no ha sido valorada en estudios prospectivos randomizados controlados; sin embargo, la evidencia previa indica que el monitoreo de rutina mejora la seguridad de los procedimientos quirúrgicos. Es por esto que se recomienda el monitoreo intra-operatorio de los sistemas cardiovascular y respiratorio, de la temperatura, la transmisión neuromuscular y la profundidad anestésica. El monitoreo cardiovascular de rutina incluye el uso de electrocardiograma, toma de presión arterial no invasiva automatizada en intervalos regulares y saturación de oxígeno periférica con pulso-oxímetro (Halvorsen *et al.*, 2022).

La mayoría de las técnicas anestésicas disminuyen el tono simpático, generando una disminución del retorno venoso secundario a un aumento en la compliancia del sistema venoso, vasodilatación y disminución de la presión arterial. Mantener un

adecuado flujo sanguíneo y una presión de perfusión a los diferentes órganos es uno de los pilares en el manejo anestésico, en especial en los pacientes con compromiso cardiovascular (Halvorsen *et al.*, 2022).

En años recientes, diversos estudios se han enfocado en demostrar una relación entre la hipotensión intra-operatoria y los resultados postoperatorios. Sin embargo, la gran diversidad de definiciones de hipotensión intra-operatoria en los estudios y su heterogeneidad, dificulta la comparación entre estos y la generación de conclusiones clínicas (Halvorsen *et al.*, 2022). En las guías de valoración y manejo cardiovascular de pacientes sometidos a cirugía no cardíaca de la Sociedad Europea de Cardiología en 2022 por Halvorsen y colaboradores, se describe hipotensión arterial intra-operatoria con una presión arterial media  $< 60-70\text{mmHg}$  y la asociación de esta con lesión miocárdica, lesión renal aguda y muerte. Estas complicaciones se relacionan con la duración y severidad de la hipotensión. En la actualidad solo un estudio randomizado controlado multicéntrico ha valorado de manera específica si el manejo individualizado de la presión arterial disminuye complicaciones postoperatorias y concluyó que el manejo de la presión arterial sistólica entre el 10% del valor en reposo del paciente, disminuye de manera significativa las tasas de disfunción orgánica postoperatoria en comparación con el manejo usual. (Futier *et al.*, 2017).

La presión arterial media y la frecuencia cardíaca pueden permanecer estables inclusive con cambios de hasta un 30% del volumen sanguíneo total; es por esto que, en casos seleccionados, se deben usar técnicas de monitoreo más invasivas como la medición continua de la presión arterial con catéter arterial o la cateterización derecha del corazón; para monitoreo continuo de la presión venosa central, presión de la arteria pulmonar, presión enclavada de la arteria pulmonar y el gasto cardíaco. La cateterización derecha del corazón con catéter de Swan- Ganz solo provee variables estáticas que no reflejan de forma fiable el estado de llenado cardiovascular y ha demostrado guiar la terapia hemodinámica de manera precisa en solo el 50% de los pacientes y aumentar la mortalidad en algunos casos (Halvorsen *et al.*, 2022 y Watson y Cecconi, 2017).

Monitorizar el gasto cardíaco es esencial en pacientes críticamente enfermos para poder asegurar la oxigenación de los tejidos. Esto se debe a que dicho monitoreo

brinda información global del flujo sanguíneo y la perfusión y sumado a otros datos clínicos el suministro de oxígeno tisular (Watson y Cecconi, 2017).

Durante los últimos 40 años, diversos autores han evidenciado, cómo el uso de la monitorización hemodinámica basada en el flujo en conjunto con una terapia hemodinámica perioperatoria reduce la incidencia de morbilidad y mortalidad en estos pacientes (Hamilton *et al.*, 2011).

El uso de variables dinámicas como la variabilidad del volumen sistólico o la variabilidad de la presión de pulso se han convertido en un estándar de la monitorización hemodinámica (Halvorsen *et al.*, 2022). Actualmente, existen diversos dispositivos para estimar el gasto cardíaco mediante diferentes métodos. La reciente investigación y mejora en estas tecnologías han permitido evolucionar desde técnicas muy invasivas hasta mínimamente invasivas, y han cambiado desde una perspectiva estática a una dinámica (Ramsing *et al.*, 2012).

El uso de ecocardiografía transesofágica intra-operatoria como técnica de monitoreo hemodinámico en pacientes con compromiso cardiovascular sometidos a cirugía mayor ha aumentado en los últimos años. La ecocardiografía transesofágica intra-operatoria ha evolucionado desde su utilización inicial para valorar función sistólica ventricular, anormalidades segmentarias de la contracción miocárdica y severidad de lesiones valvulares en cirugía cardíaca a monitorizar el estado hemodinámico, valorar las estructuras cardíacas y confirmar o descartar diagnósticos en cirugías no cardíacas (Fayad *et al.*, 2018).

El uso de ecocardiografía, tanto transtorácica como transesofágica, está ampliamente integrado en práctica diaria del anestesiólogo. Sin embargo, el campo quirúrgico estéril, la ventilación a presión positiva, la posición quirúrgica del paciente y el limitado acceso a las ventanas acústicas, limitan el uso del ecocardiograma transtorácico. La ecocardiografía transesofágica por su parte, elimina estos inconvenientes y es una modalidad de monitoreo hemodinámico y de valoración cardíaca más práctica (Fayad *et al.*, 2018). A pesar de lo de descrito, no existe evidencia suficiente para recomendar el monitoreo con ecocardiografía transesofágica intra-operatorio de manera rutinaria. Sin embargo, el uso de ecocardiografía transesofágica perioperatoria de emergencia en pacientes con inestabilidad

hemodinámica inexplicable que persiste a pesar de una terapia correctiva, es apropiado para determinar la causa de inestabilidad y tiene un nivel de evidencia 'C' (Fleisher *et al.*, 2014).

## CAPÍTULO 2. PRINCIPIOS DE LA ULTRASONOGRAFÍA

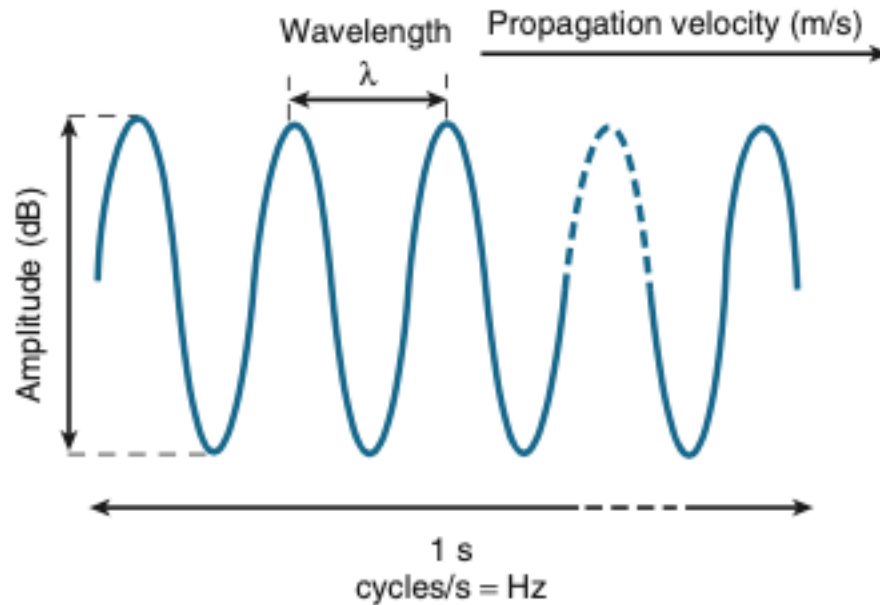
### 2.1 Principios físicos

La ecografía se fundamenta en la reflexión de las ondas de ultrasonido cuando estas interceptan con las diferentes estructuras. Es por esto que es importante conocer los principios de la física de los ultrasonidos. Una onda de sonido es una onda longitudinal donde las partículas del medio transmisor vibran en dirección de su propagación. Conforme se propagan las ondas de sonido, se generan regiones de alta presión conocidas como compresiones alternadas con regiones de baja presión conocidas como rarefacción. Para simplificar, se pueden visualizar las ondas de sonido como una onda sinusoidal con los picos y valles representando las regiones de compresión y rarefacción respectivamente. Por definición, las ondas del ultrasonido, se transmiten a una frecuencia demasiado elevada para ser audible por el oído humano. La frecuencia generalmente utilizada para la ecocardiografía está en el rango de 1 a 10 millones de ciclos por minuto (MHz) (Denault *et al.*, 2017 y Backer *et al.*, 2011).

Entre las características de la onda de sonido (figura 1), se encuentran:

- Longitud de onda ( $\lambda$ ): la longitud de un ciclo
- Frecuencia ( $f$ ): número de ciclos en un segundo. Se mide en Hertz
- Velocidad ( $V$ ): velocidad del sonido en un medio. Depende de la rigidez y la densidad del medio
- Amplitud: se relaciona con el volumen del sonido, es proporcional al número de partículas desplazadas y se refiere a la fuerza de la señal.

**FIGURA 1. DIAGRAMA DE LA ONDA DE ULTRASONIDO Y SUS CARACTERÍSTICAS**



Fuente: Otto, 2018.

La relación entre la longitud de onda, la velocidad y la frecuencia se muestran en la siguiente ecuación:

$$\lambda = v/f$$

La velocidad de propagación de los ultrasonidos en los tejidos humanos es en promedio de 1540 m/s y esta va a depender de la densidad de la estructura atravesada, siendo más rápida a través de estructuras más rígidas como el hueso. Dado que la velocidad del ultrasonido en los tejidos blandos es relativamente constante, la resolución de la imagen, definida como la habilidad para distinguir con precisión entre dos puntos; está determinada por la interacción entre la frecuencia y la longitud de onda. Una señal de alta frecuencia resulta en una longitud de onda menor y una mejor resolución axial. Sin embargo, las señales de alta frecuencia presentan mayor atenuación de la señal y una penetración menor. Por el contrario, una señal de baja frecuencia presenta una longitud de onda mayor y esto resulta en una menor resolución, pero una mayor profundidad de penetración en los tejidos (Slama, 2020 y Backer *et al.*, 2011).

## 2.2 Interacción Ultrasonido-Tejido

Para una adecuada interpretación de las imágenes, entender el comportamiento de las ondas de ultrasonido en el cuerpo es esencial (figura 2). Las sondas de ultrasonido generan un haz de sonido que debe viajar a través de las estructuras del cuerpo en línea recta. La mayor parte del haz de ultrasonido se pierde (atenuación), otra parte continúa más adelante (se transmite) y otra parte se devuelve al transductor (se refleja). Las diferencias en las interfaces de los tejidos (tipo, tamaño y forma) y el ángulo de incidencia del haz determinan el comportamiento del sonido en el cuerpo (Denault *et al.*, 2017).

La propagación de ondas de ultrasonido a través del cuerpo y la generación de imágenes de ultrasonido depende de una propiedad del tejido llamada impedancia acústica. La impedancia acústica ( $Z$ ) está determinada por la densidad del tejido ( $\rho$ ) y la velocidad de propagación en ese tejido ( $V$ ) bajo la siguiente relación:

$$Z = \rho V$$

Como se mencionó anteriormente, a pesar de que la velocidad de propagación es diferente para cada tejido, en tejidos blandos es similar y constante. Es por esto que la densidad del tejido es el principal determinante de la impedancia acústica del ultrasonido diagnóstico (Otto, 2018).

El tejido pulmonar tiene una densidad muy baja en comparación con el hueso, que tiene una densidad muy alta. Los tejidos blandos, como la sangre y el miocardio, tienen diferencias mucho menores en la densidad del tejido y por ende, en la impedancia acústica. La imagen de ultrasonido se basa en la reflexión y la refracción de las ondas con las estructuras del organismo. Dicha interacción entre una onda y el organismo, se producen cuando la impedancia acústica es diferente entre dos tejidos y cuando la propagación de la onda se modifica al atravesar un segundo medio. La interacción entre el haz de ultrasonido y los tejidos da lugar a fenómenos como la reflexión, dispersión, refracción y atenuación (Otto, 2018).

### 2.2.1 Reflexión

Las imágenes eco-cardiográficas dependen de la transmisión y posterior reflexión de la energía ultrasónica de vuelta al transductor. La reflexión hace referencia a la cantidad de ondas de ultrasonido que se regresan al transductor o fuente de ultrasonido. La onda sonora se propaga a través de un tejido uniforme hasta llegar a otro tipo de tejido con propiedades acústicas diferentes. En la interfaz del tejido, la energía ultrasónica sufre una alteración drástica, después de la cual puede reflejarse devuelta al transductor o transmitirse al siguiente tejido, a menudo en una dirección que se desvía de su curso original. La afectación del haz de ultrasonido se predice teniendo en cuenta las propiedades acústicas de los tejidos que crean la interfaz y el ángulo en el que el haz de ultrasonido incide en dicha interfaz (Perrino y Reeves, 2013).

La cantidad de sonido reflejado es constante para una interfaz determinada, a pesar de que la cantidad recibida en el transductor varía con el ángulo, porque el ángulo de incidencia y reflexión son iguales, pero en direcciones opuestas. Por lo tanto, el retorno óptimo del ultrasonido reflejado ocurre en un ángulo perpendicular ( $90^\circ$ ) (Shriki, 2014).

### 2.2.2 Dispersión

La dispersión es la redirección del haz de ultrasonido en distintas direcciones. Esta ocurre cuando un haz de ultrasonido se encuentra con estructuras más pequeñas que la longitud de onda del ultrasonido o estructuras de forma irregular. Las estructuras pequeñas como los glóbulos rojos, dispersan la energía ultrasónica en diferentes direcciones, de modo que se refleja mucha menos energía de regreso al transductor. Además, la amplitud de la señal dispersada es mucho menor que la amplitud de la señal reflejada. La dispersión de haz de ultrasonido como resultado del movimiento de los eritrocitos representa la base de la ecocardiografía Doppler (Perrino y Reeves, 2013).

En resumen, el grado de dispersión va a depender del tamaño de partículas, el número de partículas, la frecuencia del haz de ultrasonido y de la compresibilidad de los eritrocitos en el plasma (Otto, 2018).

### 2.2.3 Refracción

Las ondas de ultrasonido se pueden refractar (desviar de un camino recto) cuando pasan a través de un medio que presenta una impedancia acústica diferente. La refracción de un haz de ultrasonido es análoga a la refracción de las ondas de luz cuando estas pasan a través de un lente curvo. La refracción es más pronunciada cuando existe una gran diferencia de velocidades de sonido en los tejidos y cuando el ángulo de incidencia sobre el tejido es agudo. Cuando el ángulo de incidencia es de 90 grados, o cuando la diferencia en los niveles de impedancia acústica es mínima, la refracción no ocurre porque la energía ultrasónica se refleja o continúa viajando en la misma dirección. La refracción es un factor importante en la formación de artefactos en la generación de imágenes de ultrasonido, de forma muy notable en el artefacto de doble imagen (Perrino y Reeves, 2013).

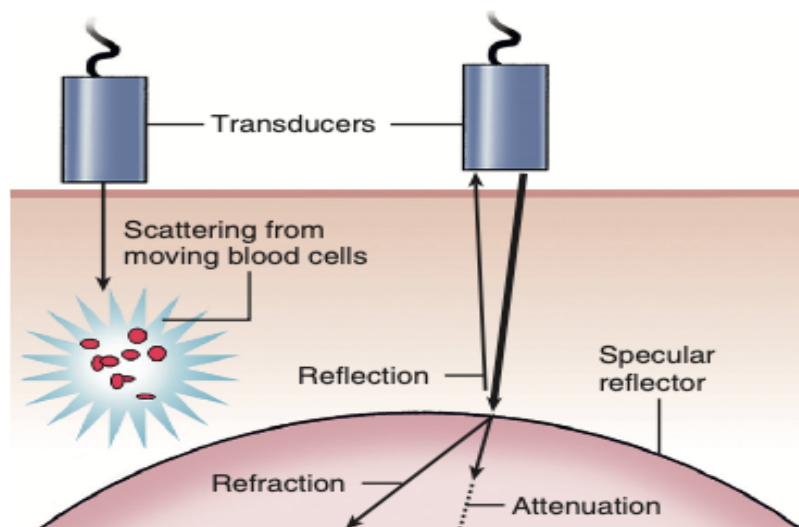
### 2.2.4 Atenuación

La atenuación es la pérdida de intensidad de la señal cuando el ultrasonido interactúa con el tejido. A medida que el ultrasonido penetra en el cuerpo, la intensidad de la señal se atenúa progresivamente debido a la absorción de la energía del ultrasonido por conversión de esta en calor y por los fenómenos de reflexión y dispersión. La absorción ocurre cuando las fuerzas de fricción convierten la energía ultrasónica en calor. Debido a que la fricción se relaciona con el nivel de movimiento del tejido, una mayor frecuencia de señal y una mayor distancia recorrida, generan una mayor absorción. El grado de atenuación está relacionado con varios factores, entre los cuales se encuentran el coeficiente de atenuación del tejido, la frecuencia del transductor, la distancia desde el transductor y la intensidad o potencia del ultrasonido (Perrino y Reeves, 2013).

El coeficiente de atenuación para el aire es muy alto (alrededor de 1000x) en comparación con el tejido blando, por lo que la presencia de aire entre el transductor y las estructuras, produce una atenuación importante de la señal. Los transductores de frecuencias bajas penetran más profundamente en el cuerpo que los generadores de frecuencias altas. La profundidad de penetración para obtener imágenes adecuadas tiende a limitarse a aproximadamente 200 longitudes de onda. Esto se traduce aproximadamente en una profundidad de penetración de 30 cm para un transductor de 1 MHz, 6 cm para un transductor de 5 MHz y 1,5 cm para un transductor de 20 MHz. Por lo tanto, la atenuación, tanto como la resolución, dicta la necesidad de utilizar transductores con frecuencias distintas para cada entorno clínico específico. Los efectos de la atenuación se pueden disminuir en las imágenes procesadas mediante el uso de diferentes configuraciones de ganancia para cada grado de profundidad con la herramienta de compensación de ganancia-tiempo (Otto, 2018).

La penetración del ultrasonido también se puede expresar mediante la distancia de potencia media específica para cada tejido, que expresa la distancia que recorrerá el sonido hasta que se pierda la mitad de su energía original (Perrino y Reeves, 2013).

**FIGURA 2. INTERACCIÓN ULTRASONIDO-TEJIDO**



Fuente: Otto, 2018.

## 2.3 Generación de imágenes

La creación de imágenes de ultrasonido requiere de un equipo que emita, transmita y procese las ondas de sonido que regresan en la información que se presenta en la pantalla. El centro de este proceso es el transductor de ultrasonido que debe convertir señales eléctricas en un haz de ultrasonido, emitir ondas de sonido durante períodos breves (microsegundos), recibir señales de sonido reflejadas y convertirlas de nuevo en señales eléctricas para su visualización (Denault *et al.*, 2017).

Un transductor es cualquier dispositivo capaz de convertir una forma de energía en otra. Los transductores de ultrasonido convierten la energía eléctrica en energía acústica y viceversa. El efecto piezoeléctrico describe la capacidad de ciertos materiales como el cuarzo, la cerámica, el sulfato de litio, entre otros para crear voltajes con la deformación mecánica. Cuando se aplica un voltaje a un material piezoeléctrico (efecto piezoeléctrico inverso), este se expande y se contrae, cambiando su forma para generar impulsos mecánicos (compresiones y refracciones) en forma de ondas de sonido. Es por esto que el material piezoeléctrico o la cerámica es uno de los componentes principales de los transductores (Denault *et al.*, 2017).

La exposición de los cristales piezoeléctricos a una corriente eléctrica, genera una expansión de su tamaño; como consecuencia de una alineación perpendicular de sus partículas polarizadas a la cara del cristal. Cuando se aplica una corriente eléctrica alterna, el cristal se comprime y se expande de manera alterna, generando una onda de ultrasonido. La frecuencia que emite un transductor depende de la naturaleza y el grosor del material piezoeléctrico (Otto, 2018).

De manera inversa, cuando una onda de ultrasonido golpea el cristal piezoeléctrico, se genera una corriente eléctrica. Por lo tanto, el cristal puede servir tanto como receptor y transmisor. Básicamente, el transductor de ultrasonido transmite una breve ráfaga de ultrasonido y luego cambia al modo de recepción para esperar las señales ultrasónicas reflejadas. Este ciclo se repite temporal y espacialmente para así generar las imágenes de ultrasonido. Dicha formación de imágenes se basa en el retraso de tiempo entre la transmisión de ultrasonido y el retorno de la señal reflejada. Las estructuras más profundas tienen un tiempo de propagación más largo que las

estructuras menos profundas, y la profundidad exacta se calcula en función de la velocidad del sonido en la sangre y el intervalo de tiempo entre el estallido de ultrasonido transmitido y el retorno de la señal reflejada (Otto, 2018).

Existen distintos tipos de transductores de ultrasonido con diversas frecuencias y resoluciones para poder obtener imágenes con calidad suficiente para su interpretación clínica. Cada transductor está compuesto por varios cristales organizados en una formación lineal, curvilínea o rectangular. Los elementos activos se disparan secuencialmente (uno a la vez) o simultáneamente (en fases) para crear un solo haz de ultrasonido. La frecuencia de la sonda determinará tanto la profundidad de penetración como la calidad de la imagen. Una sonda de alta frecuencia brinda una mejor resolución, pero una menor penetración; por otro lado, una sonda de baja frecuencia permitirá la interrogación de estructuras más profundas, pero con una menor resolución. Las sondas de ecocardiografía transesofágica (3,7 a 7,0 MHz) son sondas sectoriales con una frecuencia más alta que las sondas de ecocardiografía transtorácica (2,5 a 3,5 MHz) (Denault *et al.*, 2017).

El haz de ultrasonido es una señal tridimensional. A medida que se propaga, permanece paralela y luego rápidamente converge hacia un punto focal donde posteriormente, comienza a divergir. La zona entre la sonda y el punto focal se conoce como la zona de campo cercano y presenta un perfil convergente; después del punto focal, se encuentra la zona de campo lejano, que presenta un perfil divergente. La amplitud o intensidad del haz es mayor en el centro focal y esta progresa con intensidad decreciente hacia los bordes del haz. La mejor calidad de imagen se genera cuando la estructura que se interroga se localiza en la zona focal del haz de ultrasonidos. El punto focal se puede ajustar de manera sencilla en la mayoría de los equipos de ultrasonido (Perrino y Reeves, 2013).

La resolución se define como la distancia más corta entre dos objetos requerida para distinguirlos como separados. Sin embargo, la resolución en ecocardiografía, al ser una técnica dinámica, consta de dos componentes principales: resolución espacial y temporal. Cuanto mejor sea la resolución, más precisa y exacta será la imagen. La optimización de las resoluciones temporales y espaciales implica ajustes simples, como

elegir una pequeña región de interés, estrechar el sector de escaneo, disminuir la profundidad de la imagen y ajustar el punto de enfoque (Otto, 2018).

La resolución espacial comprende principalmente la resolución axial y lateral. Por su parte, la resolución temporal representa el tiempo entre dos mediciones consecutivas, es decir, la capacidad del sistema para discernir entre dos eventos temporales (Solomon *et al.*, 2018).

La resolución axial se refiere a la resolución a lo largo de la línea de imagen, es decir, dos objetos ubicados uno detrás del otro, en relación con la línea de imagen. Su principal determinante es la longitud de pulso (que, al igual que la longitud de onda, está inversamente relacionada con la frecuencia), de modo que un pulso ultrasónico más corto permitirá una mejor resolución axial (típicamente de 1,5 a 2 veces la longitud de onda). La longitud del pulso está definida principalmente por las características del transductor, un transductor de mayor frecuencia proporciona pulsos más cortos, y por ende, produce una mejor resolución axial. En términos prácticos, una frecuencia de exploración típica de 2,5 MHz implica una longitud de onda de aproximadamente 0,6 mm, a la que se obtiene una resolución axial de aproximadamente 1 mm. Las frecuencias más altas presentan una penetración menor debido a una mayor atenuación por parte del tejido blando, esto implica que se debe buscar un balance entre la resolución axial y la profundidad de la imagen (Solomon *et al.*, 2018).

La resolución lateral se refiere a la resolución espacial perpendicular al haz, es decir, dos objetos ubicados uno al lado del otro, en relación con la línea de la imagen. Está determinada principalmente por el ancho del haz de ultrasonido, que a su vez depende de la profundidad y el tamaño de la huella del transductor. Por lo tanto, la resolución lateral aumentará con un haz más angosto, es decir, una huella de transductor más grande y/o profundidades de exploración más superficiales (Solomon *et al.*, 2018).

La resolución de elevación hace referencia a la resolución perpendicular a la línea de la imagen. Su principal determinante es la dimensión del haz en dirección ortogonal al plano de exploración 2D (Solomon *et al.*, 2018).

La resolución temporal está determinada principalmente por la frecuencia de repetición de pulso, que está limitada por los determinantes de la duración del evento

pulso-eco, la distancia de propagación de la onda y la velocidad de propagación del ultrasonido a través del tejido blando. La cantidad de cuadros por segundo se puede aumentar reduciendo el campo de visión (un sector más pequeño requiere la formación de menos líneas de imagen, lo que permite una adquisición más rápida) o reduciendo el número de líneas por cuadro de imagen (densidad de línea) (Solomon *et al.*, 2018).

## **2.4 Artefactos**

Entre los artefactos de imagen se incluyen las señales ultrasónicas ambiguas que dan como resultado la apariencia de estructuras que en realidad no están presentes o por lo menos, no se encuentran en esa ubicación, la ausencia de visualización de estructuras que están presentes y una imagen de una estructura que difiere en tamaño y/o forma de su apariencia real. El reconocimiento de los artefactos de la imagen es importante para una adecuada interpretación de los datos ecocardiográficos (Lumb y Karakitsos, 2014).

Cabe recalcar que una baja calidad de la imagen no se considera un artefacto; sin embargo, una baja relación señal-ruido dificulta la generación de un diagnóstico preciso y dificulta al máximo la toma de mediciones cuantitativas. El “artefacto” de imagen más común es una calidad de imagen subóptima como resultado de una mala penetración del ultrasonido en el tejido a consecuencia de la constitución corporal del paciente y la interposición de tejidos de alta atenuación y/o una mayor distancia entre el transductor y las estructuras estudiadas (Otto, 2018).

### **2.4.1 Sombra acústica**

La sombra acústica se produce cuando una estructura con una diferencia marcada en la impedancia acústica (p. ej., una válvula protésica, calcio) bloquea la transmisión de la onda de ultrasonido más allá de ese punto. En la imagen hay ausencia de señales reflejadas distales a dicha estructura porque ninguna señal penetra más allá de esta estructura (Otto, 2018). La orientación de la sombra es siempre lejos y en la dirección de propagación del haz (vertical con sondas lineales o

radial en sondas sectoriales o convexas). Cuando se produce este artefacto, es necesario evaluar la zona de interés desde otra ventana ultrasonográfica (Lumb y Karakitsos, 2014).

#### 2.4.2 Reverberación

Las reverberaciones son señales de eco múltiples, lineales y de gran amplitud que se originan entre dos reflectores especulares y dan como resultado una reflexión de ida y vuelta de la señal ultrasónica antes de que esta regrese al transductor. En la imagen, las reverberaciones aparecen como líneas relativamente paralelas, irregulares y densas que se extienden desde la estructura hacia el campo lejano. Al igual que el sombreado acústico, las reverberaciones prominentes limitan la evaluación de las estructuras ubicadas en el campo lejano. En ciertos casos, las reverberaciones pueden simular estructuras anormales (Otto, 2018).

Entre los distintos tipos de reverberaciones se incluyen los artefactos en cola de cometa y de anillo hacia abajo. Los artefactos en cola de cometa aparecen como un rastro hiperecoico de reverberaciones provenientes desde una estructura ecogénica (p.ej. irregularidades en la superficie pulmonar o algunos cuerpos extraños) y se desvanecen de manera cónica hacia abajo (Prabhu *et al.*, 2014). Los artefactos en forma de anillo hacia abajo se generan como consecuencia de una alteración en la impedancia acústica de los medios y generalmente, se muestran como una línea vertical que se proyecta hacia abajo por toda o casi toda la imagen. De esta manera, la principal diferencia entre estos dos tipos de artefactos de reverberación radica en su forma y longitud. Las artefacciones en anillo continúan hasta abajo y las que se conocen en forma de cola de cometa convergen en su inicio y tienden desvanecer hacia abajo (Lumb y Karakitsos, 2014).

#### 2.4.3 Refracción

La visualización de una imagen doble, una al lado de la otra, resulta de la refracción del ultrasonido cuando pasa a través de un tejido próximo a la estructura de

interés. Este artefacto se explica debido a que el haz de ultrasonido transmitido se desvía de su trayectoria recta por refracción a consecuencia de su través de un tejido cerca del transductor. Cuando este haz refractado se refleja de regreso al transductor, el procesador asume que la señal reflejada se originó en la línea de exploración del pulso transmitido y, por lo tanto, se muestra en la imagen en la ubicación incorrecta (Prabhu *et al.*, 2014).

#### 2.4.4 Ambigüedad de rango

La ambigüedad de rango ocurre cuando las señales de eco de un ciclo de pulso llegan al transductor en el siguiente ciclo de escucha para esa línea de exploración; como resultado, las estructuras profundas aparecen más cerca del transductor que su ubicación real. La aparición de un eco anatómicamente inesperado dentro de una cámara cardíaca a menudo se debe a la ambigüedad del rango, como puede demostrarse por la desaparición o un cambio en la posición de este artefacto cuando se cambia el ajuste de profundidad (Otto, 2018).

Otro tipo de ambigüedad de rango es la aparición de un aparente segundo corazón más profundo que el corazón real, o sea la generación de una imagen doble en el eje vertical. Este tipo de ambigüedad de rango se debe a que los ecos se reflejan en una estructura cercana al transductor (p. ej., una costilla) y posteriormente, se vuelven a reflejar en las estructuras cardíacas y por lo tanto, se reciben en el transductor en un tiempo que es dos veces el tiempo normal. Este artefacto se puede eliminar u oscurecer disminuyendo la configuración de profundidad o ajustando la posición del transductor a una mejor ventana acústica (Otto, 2018).

## 2.5 Modos ultrasonográficos

### 2.5.1 Modo-M

La modalidad de ecocardiografía más básica corresponde al modo en movimiento o mejor conocido como modo M. A pesar de ser de los modos más antiguos y básicos,

todavía es utilizado en los pacientes en estado crítico. El modo M se obtiene al mostrar las imágenes en modo A (modo de amplitud) a lo largo del tiempo (Backer *et al.*, 2011). Un ecocardiograma en modo M proporciona información unidimensional con respecto a una estructura cardíaca particular y su relación con el tiempo y la distancia, el tiempo se observa en el eje horizontal y la profundidad o distancia en el eje vertical. La fuerza del eco reflejado se representa con la cantidad de brillo de las estructuras en la imagen. La ecocardiografía en modo M proporciona una resolución temporal superior y, por lo tanto, cambios sutiles se aprecian más fácilmente con esta modalidad que con los métodos bidimensionales o tridimensionales (Solomon *et al.*, 2018).

La utilización del modo M permite la realización de mediciones más precisas del grosor de la pared y el tamaño de la cámara del ventrículo izquierdo (VI), así como la fracción de acortamiento del VI, permite medir el desplazamiento sistólico del anillo de la válvula tricúspide utilizado como parámetro de la función del ventrículo derecho (VD), evaluación del movimiento independiente de vegetaciones valvulares, cierre temprano o apertura temprana de estructuras valvulares con respecto al tiempo en el ciclo cardíaco, identificación de válvulas protésicas y su función, evaluación del movimiento paradójico del tabique interventricular y asincronía del ventrículo izquierdo, así como el aleteo de las valvas de la válvula que se observa en asociación con la regurgitación valvular. (Solomon *et al.*, 2018).

Las limitaciones de la ecocardiografía en modo M se relacionan con tener que sacar conclusiones en una dimensión sobre una estructura tridimensional. Además, las mediciones dependen de la identificación de bordes claramente definidos, lo que puede no ser posible en pacientes técnicamente difíciles (Otto, 2018).

### 2.5.2 Modo Bidimensional (2D)

Para mostrar una representación bidimensional del corazón, se realizan barridos repetidos de escaneos en modo M electrónica o mecánicamente, y estos se reconstruyen para proporcionar imágenes bidimensionales en tiempo real de las estructuras anatómicas escaneadas. Dado que cada exploración del sector forma un cuadro, la resolución temporal está limitada por la profundidad de exploración y el

número de líneas de exploración porque la velocidad del ultrasonido en el tejido suele ser fija. Por lo tanto, la resolución temporal de las imágenes bidimensionales es menor que la proporcionada por la ecocardiografía en modo M (Backer *et al.*, 2011).

La ecocardiografía bidimensional proporciona una visualización de alta resolución y en movimiento de las estructuras cardíacas. Sin embargo, a pesar de la capacidad de evidenciar los detalles anatómicos, las imágenes bidimensionales no pueden visualizar el flujo sanguíneo. El flujo de sangre en las cámaras cardíacas y los grandes vasos se presenta como imágenes hipogénicas (en negro) en el modo bidimensional (Solomon *et al.*, 2018).

### 2.5.3 Ecocardiografía Doppler

El ultrasonido Doppler se usa para determinar la velocidad y dirección de la sangre (o tejido) con respecto a la sonda de ultrasonido. El ultrasonido Doppler se basa en el efecto Doppler, el cual establece que la frecuencia de una onda de sonido reflejada por un objeto en movimiento es diferente a la frecuencia emitida por un objeto estacionario. Un objeto estacionario, si es mucho más pequeño que la longitud de onda, dispersará el ultrasonido en todas las direcciones, siendo la frecuencia de la señal dispersada la misma que la frecuencia transmitida cuando se observa desde cualquier dirección. Sin embargo, un objeto en movimiento retro-dispersará el ultrasonido hacia el transductor, de modo que la frecuencia observada cuando el objetivo se está moviendo hacia el transductor es más alta y la frecuencia observada cuando el objetivo se está alejando del transductor es más baja que la frecuencia original transmitida (Backer *et al.*, 2011). Para determinar esto se utiliza el concepto de la desviación Doppler. La desviación Doppler ( $F_d$ ) consiste en la diferencia entre la frecuencia ultrasónica de origen ( $F_o$ ) y la recibida ( $F_r$ ):

$$F_d = F_r - F_o$$

Por lo tanto, cuando la sangre fluye hacia el transductor, la frecuencia de la señal de retorno aumenta, y cuando la sangre fluye en dirección opuesta la frecuencia se

reduce.

Para determinar la velocidad de la sangre ( $v$ ) se utiliza la desviación Doppler en la siguiente ecuación, en donde “ $\cos\theta$ ” corresponde al coseno del ángulo de incidencia, “ $c$ ” a la velocidad del ultrasonido en la sangre (1540 m/s) y 2 a un factor de corrección para el tiempo hacia y desde la fuente de dispersión (Otto, 2018).

$$v=c \times F_d / [2F_o(\cos\theta)]$$

El ángulo de incidencia es de gran importancia en el cálculo de la velocidad del flujo sanguíneo. El coseno de un ángulo de  $0^\circ$  o  $180^\circ$  es 1, lo que permite ignorar este término cuando el haz de ultrasonido se alinea paralelo a la dirección del flujo sanguíneo. Por el contrario, el coseno de  $90^\circ$  es cero, lo que indica que anularía la ecuación y no se registraría ningún desplazamiento Doppler si el haz de ultrasonido es perpendicular al flujo sanguíneo (Perrino y Reeves, 2013).

Durante el uso del Doppler en las evaluaciones cardíacas, el haz de ultrasonido se alinea lo más paralelo posible con la dirección del flujo sanguíneo, de modo que se puede suponer que el  $\cos \theta$  es 1. La desviación de hasta  $20^\circ$  con respecto a un haz de incidencia paralelo da como resultado una velocidad calculada con solo un 6% menos que la velocidad real del flujo sanguíneo. Sin embargo, un ángulo de incidencia de  $60^\circ$  da como resultado una velocidad calculada que es solo la mitad de la velocidad real. La importancia del ángulo de incidencia se destaca particularmente en el contexto de un flujo sanguíneo anormal con chorros de alta velocidad, como en el caso de las estenosis valvulares (Otto, 2018).

Dos técnicas Doppler, el Doppler de onda pulsada y el Doppler de onda continua, son utilizadas comúnmente para evaluar el flujo sanguíneo. La comprensión adecuada tanto, de las ventajas como de las desventajas de cada técnica, es fundamental para seleccionar el modo correcto en los diferentes entornos clínicos. En la práctica clínica, el Doppler pulsado y el continuo se utilizan con frecuencia junto con imágenes bidimensionales. La imagen bidimensional se utiliza para identificar el área de interés y guiar al ecocardiógrafo en la localización precisa del volumen de muestreo en un estudio de onda pulsada o en la dirección del haz en un estudio de onda continua (Perrino y Reeves, 2013).

### 2.5.3.1 Doppler pulsado

El Doppler de onda de pulsada (Dp) utiliza solo un cristal a la vez y este debe enviar y recibir la señal de sonido. Para su utilización se coloca una pequeña caja o volumen de muestra en la región de interés en una imagen 2D. Se genera el haz de ultrasonido y luego, el transductor debe esperar hasta que el eco de esa profundidad regrese para representarlo en una pantalla espectral. El retraso entre la transmisión del pulso y la recepción de la señal de retorno es proporcional a la profundidad del objetivo. (Denault *et al.*, 2017).

La principal ventaja del Dp es la capacidad de medir tanto la velocidad como la dirección del flujo en una ubicación exacta de interés. A esta ventaja se le denomina especificidad de rango o ausencia de artefactos por ambigüedad de rango. Por otro lado, su principal desventaja radica en la inhabilidad para realizar mediciones exactas de las señales de alta velocidad. Las altas velocidades se muestran viajando en la dirección opuesta, y a este fenómeno se lo conoce como distorsión espectral o “aliasing”. (Perrino y Reeves, 2013).

La distorsión espectral se produce cuando la frecuencia de la desviación Doppler del eco que regresa supera la frecuencia máxima que el sistema de ultrasonido puede evaluar correctamente (2 m/seg). Este límite de frecuencia se conoce como límite de “Nyquist”. Un volumen de muestra más profundo tiene un límite de Nyquist más bajo y un volumen de muestra menos profundo, un límite de Nyquist más alto (Perrino y Reeves, 2013).

### 2.5.3.2 Doppler continuo

La técnica Doppler de onda continua (Dc) elimina la limitación de valorar velocidades elevadas del sistema de onda pulsada. El Doppler de onda continua utiliza dos cristales que funcionan al mismo tiempo; uno está enviando una señal de manera continua y el otro está recibiendo la señal reflejada continuamente (Sarti y Lorini, 2019).

Con la recepción continua de la señal Doppler, el límite de Nyquist no es aplicable y los flujos sanguíneos con velocidades muy altas se pueden registrar con precisión. Las velocidades se miden a lo largo de la línea de muestra, por lo que se desconoce la ubicación exacta de la velocidad máxima registrada. A esta limitación se le denomina

ambigüedad de rango. La principal ventaja del Dc es la capacidad de medir y mostrar velocidades altas sin solapamiento en una pantalla espectral (Denault *et al.*, 2017).

El uso de Doppler de onda continua se limita principalmente a detectar las velocidades más altas a lo largo de la trayectoria del haz, representada por el borde espectral (Perrino y Reeves, 2013).

### 2.5.3.3 Doppler color

El Doppler de flujo en color es una forma de Doppler pulsado en el que la velocidad y la dirección del flujo de la sangre se presentan en tiempo real codificadas en una escala de color sobre la imagen 2D en escala de grises. El Doppler de flujo en color presenta velocidades promedio o medias, mientras que las técnicas de Doppler pulsado y continuo presentan velocidades máximas instantáneas. El Doppler de onda pulsada utilizado para el mapeo de flujo de color difiere del mencionado, en dos formas importantes. En primer lugar, en lugar de registrar desde un solo volumen de muestra seleccionado por el operador, el mapeo de flujo de color realiza múltiples determinaciones de velocidad de muestra de onda pulsada a lo largo de la profundidad de cada línea de exploración. La segunda diferencia es que los datos de velocidad Doppler de cada volumen de muestra están codificados por colores y superpuestos en la parte superior de la imagen bidimensional en escala de grises. En el código de colores más ampliamente aceptado, el rojo indica flujo hacia el transductor y el azul indica flujo que se aleja del transductor. Este enfoque proporciona datos de flujo combinados con los datos estructurales obtenidos mediante imágenes bidimensionales (Perrino y Reeves, 2013).

En el modo Doppler color, la velocidad del flujo que excede el valor máximo de la escala de colores, se muestra mediante un cambio abrupto de color en el extremo opuesto de la escala codificada, lo que sugiere erróneamente un cambio en la dirección del flujo. (Denault *et al.*, 2017)

El Doppler de flujo de color utiliza un mapa para convertir velocidades en colores. Este mapa de color y su escala de velocidad ajustable generalmente se ubican al lado de la imagen. Tres factores (velocidad, amplitud y varianza) se codifican en la pantalla usando un esquema de color particular. Si no hay flujo o si el ángulo de incidencia es

de 90° (perpendicular al flujo), entonces no se muestra ningún color en la pantalla. Un mapa de velocidad mejorado muestra un color más brillante cuanto mayor es la velocidad. Además, se incluye información adicional sobre si el flujo es laminar o turbulento, en cuyo caso se observará de color verde (Denault *et al.*, 2017).

La capacidad de proporcionar una visualización integrada en tiempo real del flujo y la información estructural hace que el Doppler color sea útil para la evaluación de la función valvular, la presencia de disección aórtica y las anomalías cardíacas congénitas.

#### 2.5.3.4 Doppler tisular

La técnica del Doppler tisular corresponde a un modo Doppler que filtra todas las señales de alta velocidad y muestra solo la desviación Doppler baja, proveniente de la pared del corazón. Dicho modo, mide velocidades más bajas y amplitudes más altas. Puede mostrarse como un trazo espectral de velocidades máximas medidas en un punto específico o como una codificación de color de las velocidades medias en una imagen 2D. Es particularmente útil en la clasificación de la función diastólica (Denault *et al.*, 2017).

#### 2.5.4 Modo tridimensional (3D)

La ecocardiografía tridimensional se puede obtener utilizando el método transtorácico o transesofágico y permite la observación en vivo de las estructuras cardíacas desde múltiples perspectivas espaciales. La superioridad de la ecocardiografía 3D sobre la ecocardiografía bidimensional se ha demostrado en diferentes situaciones clínicas, entre las cuales se incluyen la medición de los volúmenes y la función de las cámaras cardíacas, la evaluación de enfermedades de las válvulas cardíacas para poder determinar sus mecanismos de lesión y gravedad, la valoración intrínseca de la anatomía cardíaca e identificación de defectos en valvulopatías congénitas, y la selección y seguimiento de pacientes durante procedimientos de intervención estructural cardíaca (Solomon *et al.*, 2018).

Si bien el uso de imágenes tridimensionales ha mejorado significativamente la capacidad de la ecocardiografía para visualizar afecciones cardíacas complejas, existen ciertas limitaciones asociadas con este enfoque. Un inconveniente es que la adquisición de imágenes en 3D puede llevar mucho tiempo, especialmente porque ahora las imágenes en 3D complementan en lugar de reemplazar las imágenes en 2D (Otto, 2018).

Actualmente, mostrar imágenes 3D en pantallas 2D representa un desafío, pero se espera que esta limitación se resuelva a medida que los sistemas de visualización 3D sean más accesibles. Al igual que otras técnicas de ultrasonido, la calidad de las imágenes 3D está influenciada por la dirección del haz de ultrasonido en relación con la estructura de interés. La resolución óptima se logra en la dirección axial para estructuras perpendiculares al haz de ultrasonido. Además, los artefactos de ultrasonido, que incluyen sombras, reverberaciones y penetración limitada, pueden afectar la calidad de la imagen, como es el caso con cualquier modalidad de ultrasonido (Otto, 2018).

A pesar de que existen recomendaciones recientes con respecto a la adquisición y visualización de imágenes ecocardiográficas tridimensionales, persiste la falta de un protocolo estandarizado para el uso diario de la ecocardiografía transesofágica 3D intraoperatoria. Si bien el proceso de adquisición de imágenes 3D es relativamente rápido, la manipulación y el análisis de los conjuntos de datos resultantes pueden llevar mucho tiempo. Esto presenta un desafío, ya que una de las ventajas significativas de la ecocardiografía 3D es la capacidad de utilizar un software analítico para cuantificar la función del ventrículo izquierdo y la estructura de la válvula mitral. Las restricciones de tiempo, las limitaciones en las mediciones simples y la baja resolución temporal actualmente limitan el uso de la ecocardiografía 3D a su función como herramienta complementaria a los estudios 2D en el entorno intraoperatorio de ritmo rápido (Perrino y Reeves, 2013)

### **CAPÍTULO 3. BASES PARA LA UTILIZACIÓN DEL ECOCARDIOGRAMA TRANSESOFÁGICO**

La ecocardiografía se ha convertido en una técnica de monitoreo imprescindible durante la cirugía cardiovascular. Sin embargo, conforme la población se torna más longeva, la cantidad de pacientes con comorbilidades cardiovasculares sometidos a cirugías no cardíacas va en aumento y es por esto que la ecocardiografía empieza a tener protagonismo en cirugías no cardíacas. La ecocardiografía es una herramienta esencial en el diagnóstico de las causas de inestabilidad hemodinámica en estos pacientes. La utilización del ultrasonido en el punto de atención es un campo de la práctica anestésica que se encuentra en evolución y que puede tener un papel tanto en el diagnóstico, como en el manejo de esta población críticamente enferma. La ecografía en el punto de atención hace referencia a la aplicación de la ultrasonografía para la evaluación e intervención guiada por objetivos en tiempo real y en entornos de atención de urgencias (Jasudavisius *et al.*, 2015).

La ecocardiografía transesofágica en cirugía cardíaca ha evolucionado más allá de su uso original para evaluar la función sistólica ventricular global, las anomalías regionales del movimiento de la pared y la gravedad de las lesiones valvulares. Actualmente se utiliza con mayor regularidad para monitorear el estado hemodinámico intra-operatorio, examinar las estructuras cardíacas, confirmar diagnósticos y evaluar los resultados tempranos de las intervenciones quirúrgicas. Con el uso decreciente del catéter de arteria pulmonar, los anestesiólogos necesitan modalidades de monitoreo dinámico y en tiempo real para optimizar el manejo hemodinámico intra-operatorio y de esta manera, minimizar la morbilidad y mortalidad peri-operatorias.

De esta manera, tanto la ecocardiografía transtorácica como la ecocardiografía transesofágica han encontrado un espacio en la práctica anestésica diaria. Sin embargo, el campo quirúrgico estéril, la ventilación con presión positiva, la posición del paciente y la inaccesibilidad de las ventanas acústicas estándar limitan el uso intraoperatorio de la modalidad transtorácica. La modalidad transesofágica, por lo tanto, se convierte en una forma más práctica para la monitorización hemodinámica y de imágenes cardíacas intraoperatorias (Fayad *et al.*, 2018).

La utilización de un estudio de ecocardiografía transesofágico básico para determinar la causa de inestabilidad hemodinámica, se propuso originalmente en los contextos de sala de emergencias y de la unidad de cuidados intensivos neonatales; y este está destinado a ser complementario a la valoración eco-cardiográfica completa o avanzada. Según el consenso de la Sociedad América de Ecocardiografía y la Sociedad de Anestesiólogos Cardiovasculares, el principal objetivo de la ecocardiografía transesofágica básica perioperatoria corresponde a la monitorización intra-operatoria (Reeves *et al.*, 2013).

Si bien es cierto, el estudio eco-cardiográfico transesofágico puede abarcar la generación de una amplia gama de imágenes cardíacas, la intención de la monitorización no invasiva debe centrarse en buscar las causas cardíacas de la inestabilidad hemodinámica o ventilatoria, incluido el tamaño y la función ventricular, la anatomía y función valvular, el estado del volumen, las anomalías pericárdicas, las complicaciones derivadas de los procedimientos invasivos y el impacto clínico o la etiología de la disfunción pulmonar. El examen eco-cardiográfico transesofágico básico no está diseñado para preparar a los médicos a utilizar todo el potencial diagnóstico de la ecocardiografía transesofágica. Por lo tanto, todo médico que realice ecocardiografía transesofágica básica debe estar preparado para solicitar ayuda y consulta con un médico que realice ecocardiografía transesofágica avanzada (Reeves *et al.*, 2013).

El consenso de la Sociedad América de Ecocardiografía y la Sociedad de Anestesiólogos Cardiovasculares considera que todo personal que realice ecocardiografía transesofágica básica perioperatoria debe estar familiarizado con las habilidades técnicas necesarias para adquirir las 20 vistas del examen avanzado. Sin embargo, la expectativa se centra en la obtención de las 11 vistas más relevantes ya que, estas pueden proporcionar a los anestesiólogos la información necesaria para el diagnóstico de la etiología de inestabilidad hemodinámica durante el intra-operatorio. Si se prevé o sospecha una patología compleja (por ejemplo, anomalía valvular o disección aórtica), está indicada la consulta con un operador que realice un estudio avanzado (Reeves *et al.*, 2013).

Un examen transesofágico básico se centra en el monitoreo intraoperatorio más que en la realización de un diagnóstico específico. Excepto en situaciones de

emergencia, los diagnósticos que requieren intervenciones cardio-quirúrgicas intraoperatorias o manejo médico o quirúrgico posoperatorio deben ser confirmados por una persona con habilidades avanzadas en ecocardiografía transesofágica (Skuba, 2017).

### **3.1 Inserción de la sonda**

Previo al inicio de cualquier estudio mediante ecocardiografía transesofágica se debe revisar el historial clínico del paciente para determinar tanto las indicaciones como las contraindicaciones de la realización del estudio, las cuales se describirán más adelante. Además, se debe verificar u obtener en caso de no tenerlo de previo, el consentimiento informado para la realización del ecocardiograma transesofágico. (Fayad y Shillcutt, 2017).

El transductor debe ser inspeccionado por defectos y grietas en la cubierta impermeable antes de la inserción. También debe examinarse la boca en busca de lesiones preexistentes y/o dientes flojos. En el contexto intraoperatorio, la colocación de la sonda de ecocardiografía se realiza bajo anestesia general y se facilita al realizar una tracción mandibular con la mano izquierda para dirigir suavemente la sonda lubricada hacia la faringe posterior y el esófago con la mano derecha. Se debe utilizar un protector de mordida para evitar dañar la sonda o la dentadura del paciente, y no se debe usar fuerza si se encuentra resistencia al paso de la sonda (Fayad y Shillcutt, 2017). Si se encuentra resistencia, la causa más frecuente es la extensión excesiva de la cabeza y el cuello. En estos casos se puede girar la cabeza del paciente hacia la izquierda, redirigir la sonda o insertarla bajo visión directa usando videolaringoscopia o laringoscopia directa. El avance de la sonda se detiene después de que el transductor de la sonda haya pasado la laringe y el músculo cricofaríngeo, donde se siente una clara pérdida de resistencia. (Perrino y Reeves, 2013).

Una vez que el transductor se encuentra en el esófago, nunca debe forzarse contra una resistencia. Se debe permitir que la punta del transductor regrese a la posición neutra antes de que la sonda avance o se retire, y nunca se debe aplicar una fuerza excesiva cuando se mueve el transductor en el esófago o cuando se flexiona la

punta con las ruedas de control. (Sarti y Lorini, 2019).

Si bien, la inserción de la sonda transesofágica generalmente se considera un procedimiento seguro, existen algunos riesgos asociados con este. Entre los riesgos se incluyen el dolor de garganta, náuseas y vómitos y traumas tanto a nivel de cavidad oral como del oro-faringe. En casos esporádicos, los pacientes pueden experimentar complicaciones más graves, como un sangrado, infección o una ruptura esofágica (Solomon *et al.*, 2018).

### **3.2 Manipulación de la sonda**

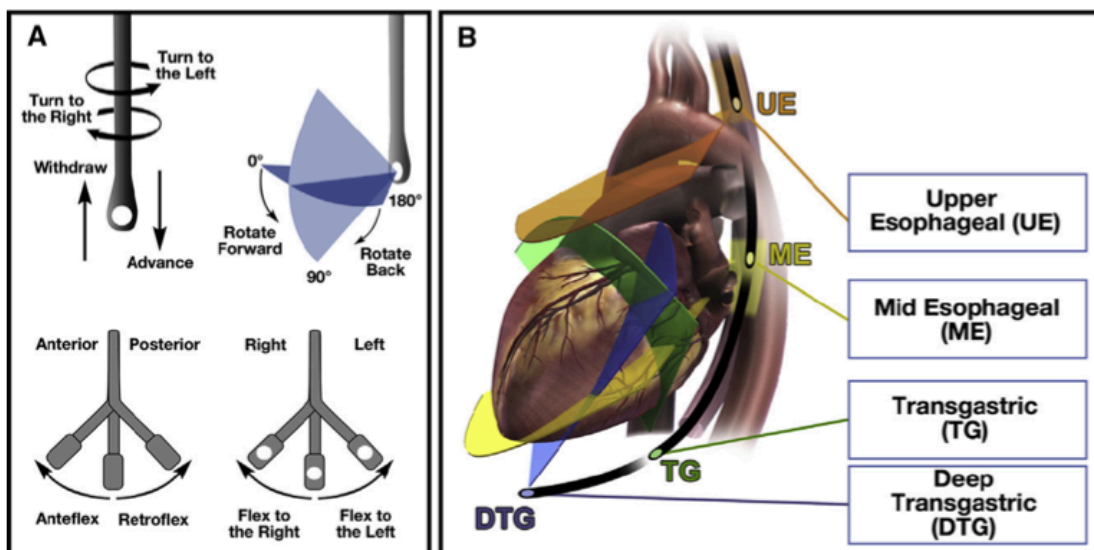
La posición y orientación de la sonda transesofágica se puede modificar mediante diversos tipos de manipulación. Al sujetar la sonda cerca de la entrada a la boca, esta se puede avanzar o retirar. El grado de inserción se puede determinar fácilmente con las marcas de profundidad que se encuentran a todo lo largo de la sonda. Para obtener las imágenes cardíacas, la sonda se avanza desde la parte superior del esófago hasta el estómago. La orientación del haz de ultrasonido se puede ajustar girando manualmente el eje de la sonda hacia la izquierda o hacia la derecha. Además, la sonda cuenta con una perilla pequeña que le permite flexionar el transductor 30° hacia la izquierda o hacia la derecha. La sonda se puede ante-flexionar o retro-flexionar usando la perilla grande, el mango de la sonda. Si se gira en dirección de las manecillas del reloj, el transductor se ante-flexionará y por su contra parte, si se gira en contra de las manecillas del reloj, este se retro-flexionará (figura 3) (Fayad y Shillcutt, 2017).

Las primeras sondas de ecocardiografía transesofágica utilizadas clínicamente, reproducían una sección transversal única o monoplanar del corazón. Este plano de imagen se genera de manera perpendicular al eje de la sonda y corresponde a las típicas vistas transversales, similares a las obtenidas con ecocardiografía transtorácica. Las sondas biplanares reproducen dos vistas perpendiculares: las secciones transversales estándar y una sección transversal longitudinal. En la actualidad, la mayoría de las sondas de ecocardiografía transesofágica de adultos son sondas multiplanares. Lo anterior se logra a través de un interruptor electrónico en el mango de la sonda, con el cual el operador rota selectivamente la orientación del plano de imagen

de 0° (plano transversal) a 180° en incrementos de 1 grado (Perrino y Reeves, 2013).

Para determinar la orientación de la imagen con mayor facilidad existen dos puntos clave: primero, independientemente del plano de imagen, el haz de ultrasonido siempre se origina desde el esófago o el estómago y se proyecta perpendicularmente a la sonda. En consecuencia, en el monitor, el vértice del sector muestra las estructuras más cercanas a la sonda. Como regla general, las estructuras vistas cerca del vértice del sector de la imagen (es decir, las más cercanas al transductor) serán estructuras posteriores, y las que se encuentren cerca del arco del sector (es decir, más distantes al transductor) corresponden a estructuras anteriores. En segundo lugar, la orientación izquierda y derecha va a depender del grado de rotación del cabezal de escaneo (Perrino y Reeves, 2013).

**FIGURA 3. TERMINOLOGÍA UTILIZADA PARA LA MANIPULACIÓN DE LA SONDA TRANSESOFÁGICA**



Fuente: Fayad y Shillcutt, 2017, págs.381-398.

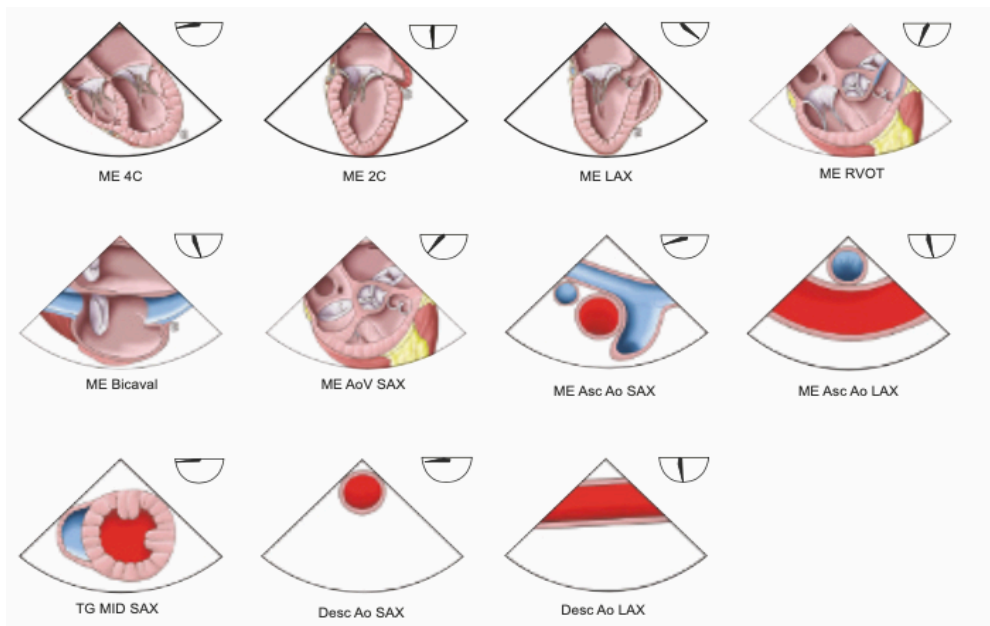
### 3.3 Adquisición de imágenes

La Sociedad Estadounidense de Ecocardiografía (ASE) y la Sociedad de

Anestesiólogos Cardiovasculares (SCA) han publicado dos protocolos para la realización de estudios ecocardiográficos transesofágicos intra-operatorios. El protocolo básico recomienda una secuencia de 11 vistas, mientras que el protocolo avanzado implica la adquisición de una secuencia de 28 vistas. En los escenarios de cuidados críticos, emergencia e intraoperatorio de cirugía no cardíaca, la valoración de 11 vistas es suficiente para proporcionar la información requerida en la mayoría de los pacientes (figura 4). En circunstancias inusuales donde se requiere información específica adicional, es más apropiado que el operador solicite ayuda de un colega más experimentado que realice regularmente estudios de 28 vistas (Hanh *et al.* 2013 y Reeves *et al.*, 2013).

Las vistas están designadas por la ubicación del transductor (la ventana de eco), una descripción del plano de imagen (p. ej., eje corto, eje largo) y la estructura anatómica principal en la imagen (Sarti y Lorini, 2019). La secuencia exacta de adquisición de vistas, aunque a menudo se deja a discreción del operador, debe repetirse en el mismo orden independientemente del escenario clínico. Este enfoque facilita la coherencia y la eficiencia en la realización de estudios (Fayad y Shillcutt, 2017).

**FIGURA 4. DIAGRAMA RESUMEN DE LAS 11 VISTAS DEL EXAMEN BÁSICO DE LA ASE/SCA**



Fuente: Denault *et al.*, 2017.

### 3.3.1 Cuatro cámaras medio esofágico (ME 4C)

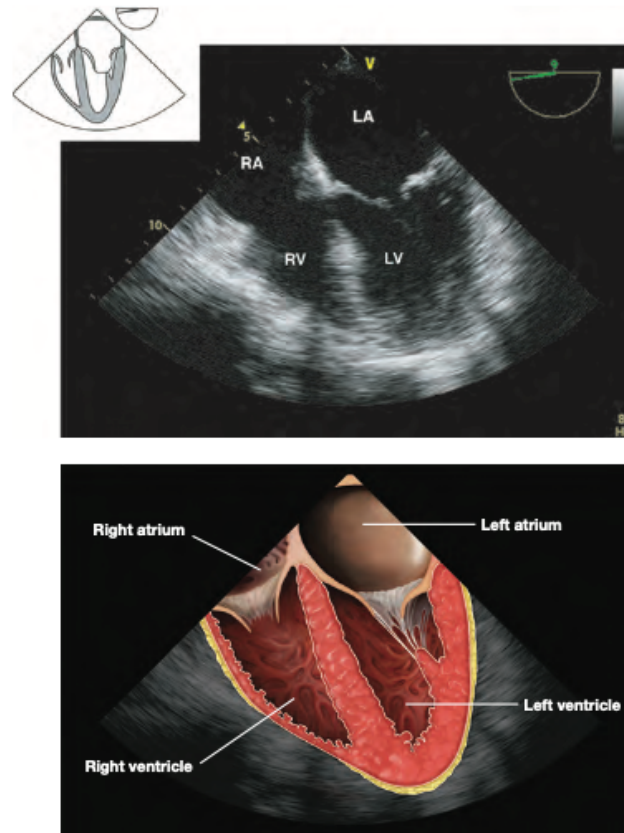
Para obtener la vista de cuatro cámaras medio esofágica se debe avanzar la sonda hasta una profundidad aproximada de 30-35cm en donde se debería ubicar justo posterior a la aurícula izquierda. Se debe realizar un movimiento de rotación ya sea, hacia la derecha (en sentido de las manecillas del reloj) o hacia la izquierda (en sentido contrario a las manecillas del reloj) para poder centrar la válvula mitral (VM) y el ventrículo izquierdo (VI) en la imagen. La profundidad de la imagen debe ajustarse para poder observar el ápex del ventrículo izquierdo. Puede ser necesaria la realización de una retroflexión leve para visualizar de mejor manera ambos atrios y ambos ventrículos. En caso de observarse el tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI), la modificación del ángulo multiplanar de 0° a 10°-20° o un ligero avance de la sonda lo elimina de la imagen y permiten una mejor visualización de las dimensiones del anillo tricuspídeo (Reeves *et al.*, 2013).

En resumen, en esta vista se deben observar las siguientes estructuras: atrio derecho (AD), septum inter-atrial (SIA), atrio izquierdo (AI), válvula tricuspídea (VT), válvula mitral (VM), ventrículo derecho (VD), ventrículo izquierdo (VI) y septum interventricular (SIV). (Hanh *et al.*, 2013 y Reeves *et al.*, 2013).

En esta vista se dispone de una cantidad considerable de información clínica. Se pueden identificar las valvas anterior y posterior de la VM; la valva septal de la VT que se encuentra adyacente al SIV y la valva posterior de la VT adyacente a la pared libre del VD. Es importante destacar que se puede realizar una evaluación y comparación del tamaño de las cuatro cámaras cardíacas. Puede realizarse una evaluación de la función sistólica del VI, a pesar de que sólo son visibles sus paredes lateral y septal. De manera similar, se puede realizar una estimación de la función sistólica del VD, aunque no se puede ver toda la pared libre del VD. La vista ME 4C es un punto de partida ideal para la evaluación de las válvulas mitral y tricúspide utilizando imágenes bidimensionales (2D) y tiene una buena alineación para el interrogatorio Doppler color y espectral. Cuando se realiza estudios Doppler en dichas válvulas, el límite *Nyquist* debe colocarse en 50-60 cm/seg. Finalmente, la presencia de un derrame pericárdico

puede detectarse cuando este está presente (figura 5) (Reeves *et al.*, 2013 y Denault *et al.*, 2017).

**FIGURA 5. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME 4C**



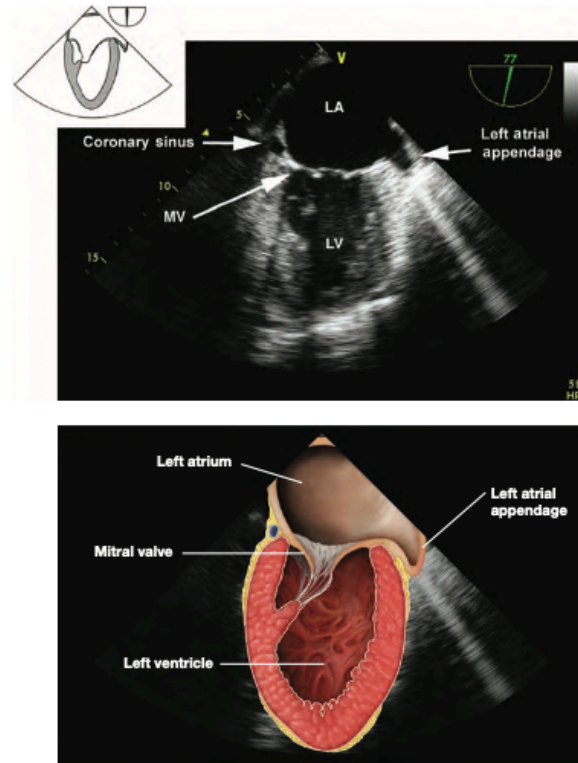
Fuente: Perrino y Reeves, 2013.

### 3.3.2 Dos cámaras medio esofágico (ME 2C)

A partir de la vista ME 4C se rota el ángulo entre 80° y 100° hasta que las cámaras derechas desaparezcan de la imagen y se obtendrá la imagen de dos cámaras medio esofágico. En esta vista se puede observar el atrio izquierdo, la válvula mitral, el ventrículo izquierdo y el seno coronario en eje corto. El seno coronario se observa como una estructura redonda inmediatamente superior al segmento basal inferior del VI. Para visualizar la orejuela del atrio izquierdo puede ser necesaria la realización de una rotación derecha y una leve antero-flexión de la sonda. Además de la valoración de la VM (principalmente los segmentos P1 y P3), se puede valorar la

contracción global del VI y de las paredes anterior e inferior del VI (figura 6) (Hanh *et al.*, 2013 y Reeves *et al.*, 2013).

**FIGURA 6. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME 2C**



Fuente: Perrino yReeves, 2013.

### 3.3.3 Eje largo medio esofágico (ME LAX)

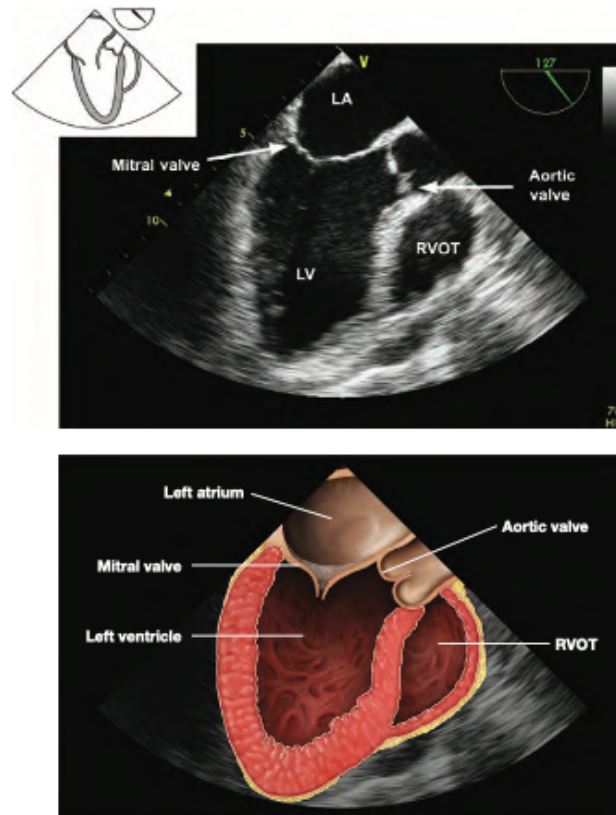
Si se coloca el ángulo multiplanar entre  $120^\circ$  y  $160^\circ$  desde la vista ME 2C, se observará el tracto de salida del ventrículo izquierdo y la válvula aórtica, y se obtendrá la vista de eje largo medio esofágica (ME LAX). (Reeves *et al.*, 2013).

La vista ME LAX es ideal para observar el trayecto de la valva anterior de la VM. De particular interés es identificar la obstrucción dinámica del TSVI por el movimiento anterior sistólico (SAM) de la valva anterior de la VM; el Doppler color puede mostrar flujo turbulento en el TSVI e insuficiencia mitral asociada (Reeves *et al.*, 2013).

En esta vista, la estructura y la función de la válvula aórtica se pueden examinar mediante imágenes 2D y Doppler color. Sin embargo, el eje de la válvula aórtica (VAo)

y el TSVI suele ser horizontal y por lo tanto, casi perpendicular al plano de la interrogación Doppler, lo que hace que la evaluación del Doppler sea subóptima en esta vista (figura 7) (Denault *et al.*, 2017).

**FIGURA 7. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME LAX**



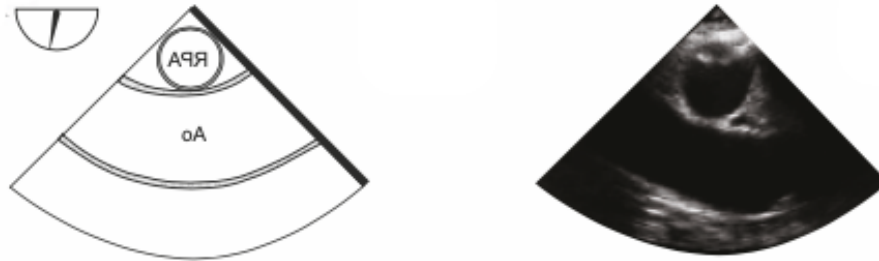
Fuente: Perrino y Reeves, 2013.

### 3.3.4 Eje largo aorta ascendente medio esofágico (ME Asc Ao LAX)

Para visualizar la aorta ascendente en un eje largo, se debe retirar la sonda levemente desde la vista ME LAX. Al realizar una rotación hacia la izquierda (en contra de las manecillas del reloj) se observará un eje largo de la arteria pulmonar (AP) y la válvula pulmonar (VP). Debido a que el eje largo de la arteria pulmonar se encuentra paralela al eje de insonación. Esta vista es adecuada para la valoración Doppler del

tracto de salida del ventrículo derecho y la válvula pulmonar (figura 8) (Reeves *et al.*, 2013).

**FIGURA 8. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME Asc Ao LAX**



Fuente: Denault *et al.*, 2017.

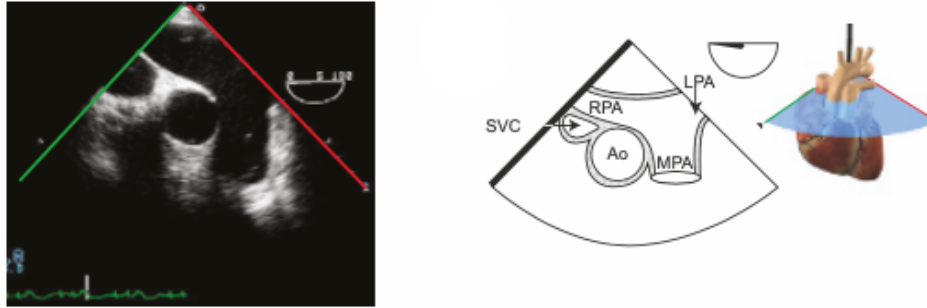
### 3.3.5 Eje corto aorta ascendente medio esofágico (ME Asc Ao SAX)

Desde la vista de eje largo de la aorta ascendente, visualizando la arteria pulmonar, se ajusta el ángulo entre 20°-40° y de esta manera se logra visualizar la bifurcación de la arteria pulmonar, un eje corto de la aorta y de la vena cava superior (Reeves *et al.*, 2013).

Centrar la AP en la parte superior de la pantalla en la vista ME Asc Ao LAX antes de cambiar el ángulo del transductor facilitará que la arteria pulmonar derecha aparezca en su eje largo en el centro de la pantalla (Sarti y Lorini, 2019).

Si se sospecha una disección aórtica proximal, el colgajo de disección a veces se aprecia mejor en el eje corto, donde con frecuencia es más fácil distinguir un colgajo verdadero de un artefacto. Esta vista se utiliza a menudo para buscar una embolia pulmonar muy proximal ubicada en la arteria pulmonar principal o en la arteria pulmonar derecha o izquierda muy proximal (figura 9) (Fayad y Shillcutt, 2017).

**FIGURA 9. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME Asc Ao SAX**

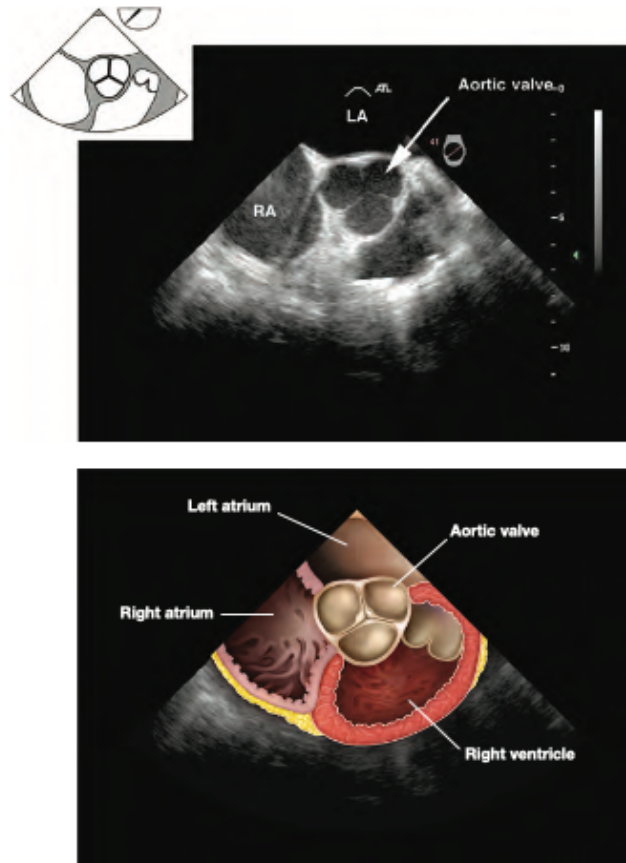


Fuente: Denault *et al.*, 2017.

### 3.3.6 Eje corto válvula aórtica medio esofágico (ME AV SAX)

Al avanzar la sonda desde la vista de eje corto de la aorta ascendente en el esófago medio, se obtiene la vista de eje corto de la válvula aórtica. Puede ser necesaria la corrección del ángulo entre 20° y 50° para una mejor visualización de la válvula. En esta vista se pueden identificar claramente las valvas de la válvula aórtica. La valva coronariana izquierda se observa posterior y hacia la derecha de la imagen. La valva no coronariana, se encuentra adyacente al septum inter-atrial y la valva coronariana derecha se observa hacia anterior y adyacente al tracto de salida del ventrículo derecho. Esta corresponde a una vista adecuada para la valoración Doppler de la válvula aórtica (figura 10) (Reeves *et al.*, 2013).

**FIGURA 10. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA ME AV SAX**



Fuente: Perrino y Reeves, 2013.

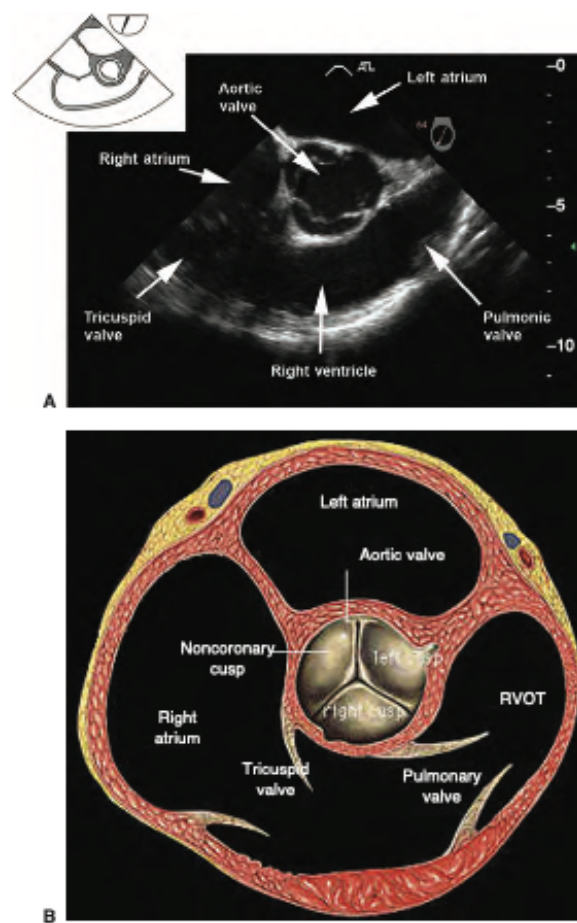
### 3.3.7 Tracto de entrada y salida del ventrículo derecho medio esofágico

Desde la vista de eje corto de la aorta ascendente medio esofágico se avanza levemente a sonda y se rota hacia la derecha para centrar la válvula tricúspide en la imagen. Al mismo tiempo, se cambia el ángulo entre  $60^\circ$  y  $90^\circ$ , hasta visualizar el tracto de salida del ventrículo derecho (TSVD) y la válvula pulmonar. En esta vista se puede observar el atrio izquierdo, atrio derecho, válvula tricúspide, ventrículo derecho, válvula pulmonar y arteria pulmonar proximal (Reeves *et al.*, 2013).

Asimismo, en esta vista se puede evaluar el volumen y la función del ventrículo

derecho, así como el funcionamiento de las válvulas tricúspide y pulmonar. Si se logra alinear de manera paralela el eje de insonación con un jet de regurgitación tricuspídeo, se puede estimar la presión sistólica del ventrículo derecho (que, en ausencia de estenosis de la arteria pulmonar, es igual a la presión sistólica de la arteria pulmonar), mediante la ecuación modificada de Bernoulli (presión sistólica VD =  $4 \times (\text{velocidad pico del jet de regurgitación tricuspídeo})^2 + \text{PVC}$ ) (figura 11) (Reeves *et al.*, 2013).

**FIGURA 11. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA DEL TRACTO DE ENTRADA Y SALIDA DEL VD**



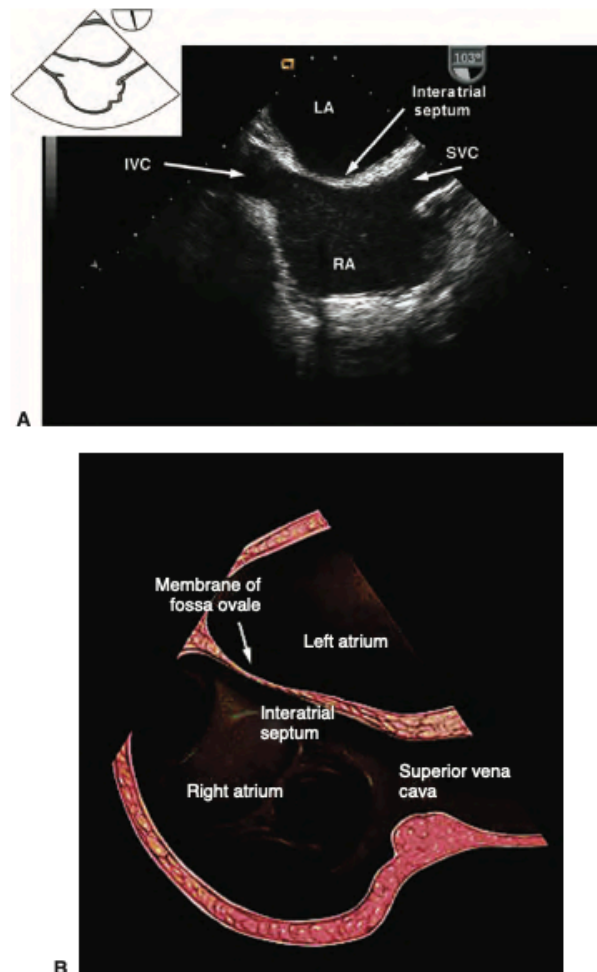
Fuente: Perrino y Reeves, 2013.

### 3.3.8 Bicava medio esofágica

Para poder obtener esta vista, se debe tener la sonda en posición de esófago

medio; posteriormente, realizar una rotación hacia la derecha y colocar el ángulo multiplanar entre  $90^\circ$  y  $110^\circ$ . En esta vista se muestra la aurícula izquierda y la aurícula derecha con la vena cava inferior (VCI) y la vena cava superior (VCS) drenando en el AD. Esta vista es principalmente útil para medir el diámetro y el grado de variación respiratoria de ambas venas cavas para determinar el estado del volumen intravascular y la capacidad de respuesta del volumen. Es una vista adecuada para la valoración del septum inter-atrial en búsqueda de cortocircuitos atriales o aneurismas del septum. Además, puede utilizarse para guiar procedimientos invasivos. Al colocar un catéter venoso central, la detección de la guía en la AD confirma la posición venosa antes de la dilatación del vaso. Los marcapasos transvenosos también pueden guiarse hacia la AD y alejarse de la VCI (figura 12) (Reeves *et al.*, 2013).

**FIGURA 12. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA BICAVA MEDIO ESOFÁGICA**



Fuente: Perrino y Reeves, 2013.

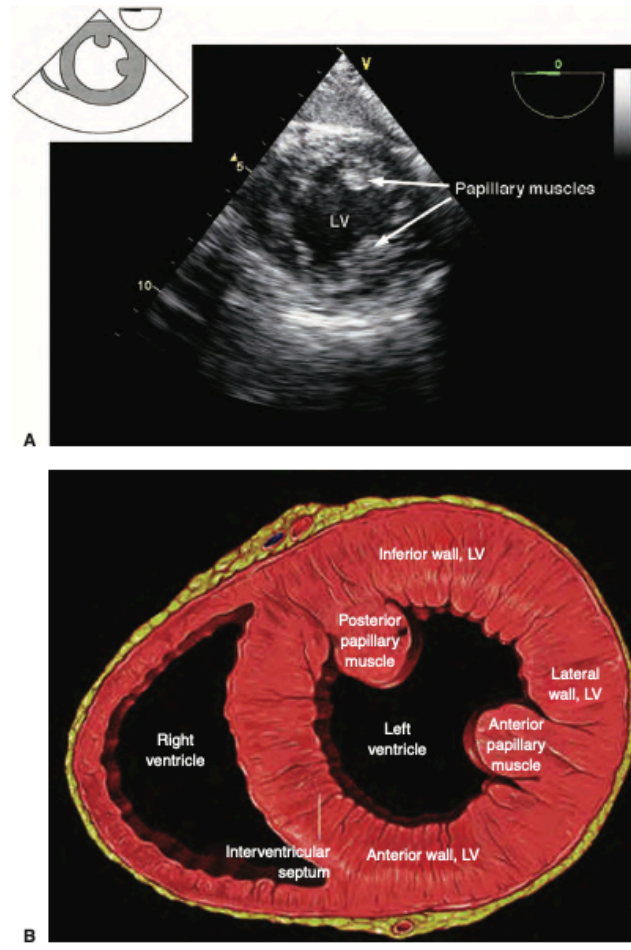
### 3.3.9 Eje corto medio papilar transgástrico

Desde la posición transgástrica, existen diversas vistas; sin embargo, para la realización de un examen básico, la mayoría de la información para la valoración hemodinámica de un paciente crítico, se puede obtener al completar las vistas descritas previamente con la vista medio papilar de eje corto (Denault *et al.*, 2017).

Para obtener esta vista, se debe avanzar la sonda en posición neutra y con el ángulo en 0° hasta el estómago. Cuando se cruza la unión gastro-esofágica se debe realizar una antero-flexión de la sonda para poder mantener el contacto entre el transductor y la mucosa gástrica y evitar una degradación en la calidad de la imagen. La sonda se debe avanzar hasta observar el músculo papilar postero-medial en la parte superior de la imagen. Cuando se obtiene el músculo papilar postero-medial en la imagen, se debe variar el grado de antero-flexión para visualizar el músculo papilar antero-lateral. En esta vista se puede observar un eje corto biventricular a nivel de los músculos papilares, los cuales aparecen de forma redondeada y simétrica (Reeves *et al.*, 2013).

Esta vista ofrece una buena representación de la función global y segmentaria del ventrículo izquierdo a pesar de que no se observan las porciones basales y del ápex. Se puede valorar el estado volumétrico del VI, la función sistólica y la contracción segmentaria. Esta es la única vista donde se observan segmentos del miocardio que con irrigados por las arterias descendente anterior, circunfleja y coronaria derecha al mismo tiempo (figura 13) (Reeves *et al.*, 2013).

**FIGURA 13. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA EJE CORTO MEDIO PAPILAR TRANSGÁSTRICA**



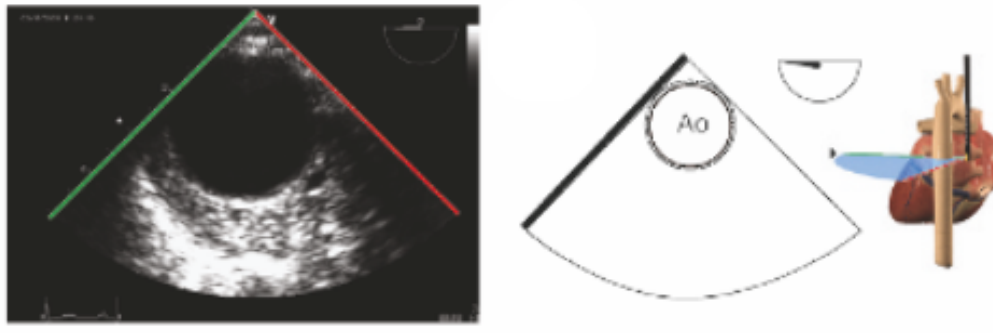
Fuente: Perrino y Reeves, 2013.

### 3.3.10 Eje corto aorta descendente

Debido a que la aorta descendente se encuentra inmediatamente adyacente al esófago durante su recorrido por el mediastino, su visualización es bastante sencilla. Para obtener esta vista, desde la posición de ME 4C, se debe rotar la sonda hacia la izquierda, manteniendo el ángulo en 0°. Manteniendo la imagen de la aorta centrada se

puede avanzar y retirar la sonda para realizar un barrido de toda la aorta descendente (figura 14). (Reeves *et al.*, 2013)

**FIGURA 14. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA EJE CORTO AORTA DESCENDENTE**

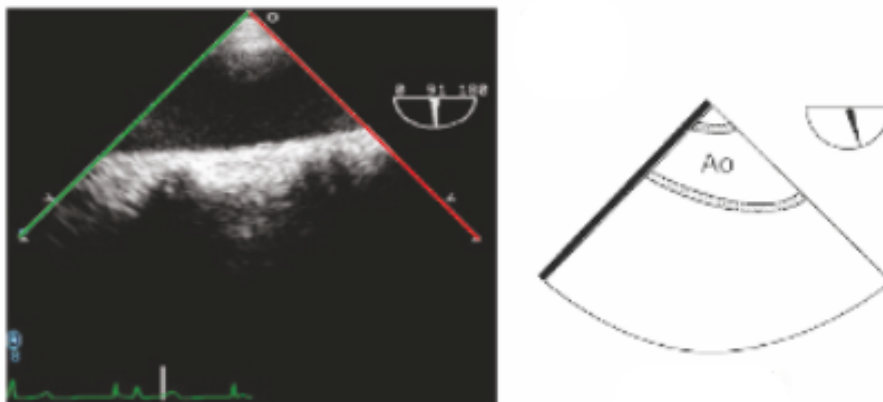


Fuente: Denault *et al.*, 2017.

### 3.3.11 Eje largo aorta descendente

Esta vista se obtiene de la misma forma que la vista anterior, con la única diferencia que se debe cambiar el ángulo, a unos  $90^\circ$  aproximadamente. Como se mencionó, si se mantiene la imagen de la aorta centrada, se puede avanzar y retirar la sonda para valorar la aorta en búsqueda de sitios de disección, calcificaciones y coágulos en toda su longitud (figura 15) (Reeves *et al.*, 2013).

**FIGURA 15. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA EJE LARGO AORTA DESCENDENTE**

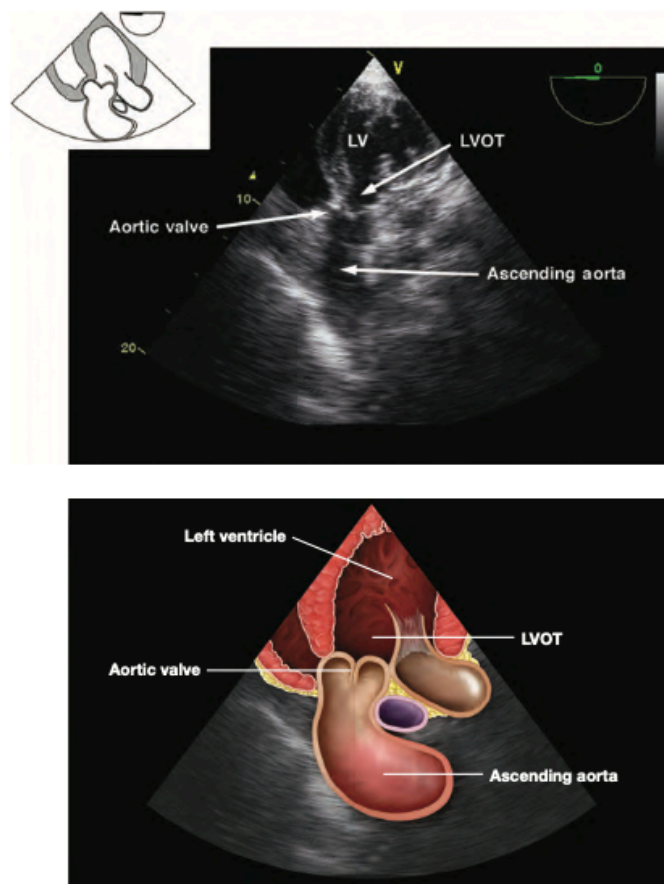


Fuente: Denault *et al.*, 2017.

### 3.3.12 Vista transgástrica profunda 5 cámaras

Al avanzar la sonda hasta la posición transgástrica profunda, con el ángulo entre  $0^{\circ}$  y  $20^{\circ}$  e incorporando ante-flexión y empleando con frecuencia flexión izquierda, se obtiene la vista transgástrica profunda de cinco cámaras. Este enfoque, que alinea el haz Doppler paralelo al tracto de salida del VI, VAo y a la raíz aórtica proximal, permite la posibilidad de realizar una evaluación Doppler color y espectral del tracto de salida del VI y VAo. Además, permite obtener imágenes de la VM y también se puede realizar un análisis Doppler completo de esta válvula (figura 16). (Hanh et al. 2013)

**FIGURA 16. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA TRANSGÁSTRICA PROFUNDA 5 CÁMARAS**

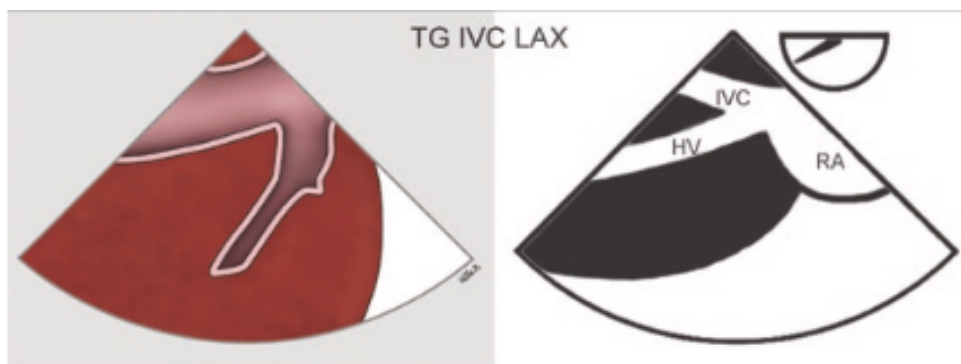


Fuente: Perrino y Reeves, 2013.

### 3.3.13 Vista de la Vena Cava Inferior a nivel transgástrico

En la posición transgástrica a nivel de la válvula mitral, se puede observar la vena cava inferior al girar la sonda en sentido de las agujas del reloj (hacia la derecha) para localizar el hígado. Para mejorar la visión, puede que sea necesario retirar ligeramente la sonda y ajustar el ángulo del transductor entre 30 y 50°. Es aconsejable utilizar imágenes en modo M para realizar mediciones precisas del tamaño de la VCI y cualquier alteración en su diámetro (figura 17). (Fayad y Shillcutt, 2017)

**FIGURA 17. IMAGEN ESQUEMA DE LA VISTA DE LA VENA CAVA INFERIOR A NIVEL TRANSGÁSTRICO**



Fuente: Vegas, 2018.

## **CAPÍTULO 4. CONCEPTOS DE FISIOLÓGÍA CARDIOVASCULAR**

El monitoreo hemodinámico implica el uso de diferentes sensores y tecnologías para evaluar el estado cardiopulmonar a través de variables fisiológicas (Pinsky, 2014). A pesar de que, la presión arterial es un parámetro clínico cuantificado con frecuencia y que influye de manera determinante en las decisiones clínicas y terapéuticas, la interpretación de su significado fisiológico de manera individualizada puede ser un gran desafío (Magder, 2018).

Ernest Starling propuso por primera vez que el corazón solo puede bombear lo que recibe, concepto que posteriormente fue ampliado por Arthur Guyton y Solbert Permutt (Bose *et al.*, 2015). Este concepto realza la importancia de las características mecánicas de la circulación en la determinación del gasto cardíaco.

La perfusión de los órganos depende de la presión de perfusión de entrada del órgano y del tono vasomotor local, que está inversamente relacionado con la demanda metabólica del tejido local. Con la excepción de los riñones y el corazón, los cambios en la presión arterial que superan cierto umbral conducen a un aumento del tono vasomotor para mantener la perfusión del órgano constante. Por lo tanto, la función y el gasto cardíaco son esenciales para mantener una presión de salida determinada y mantener circuitos paralelos sin provocar hipotensión. Además, la función cardíaca es importante para mantener el gasto cardíaco y una presión de salida determinada para así evitar una contrapresión excesiva en los circuitos venosos (Bose *et al.*, 2015 y Pinsky, 2014).

La presión arterial media (PAM) se considera la presión de entrada para todos los órganos con excepción del corazón, para el cual, la presión aórtica diastólica es la presión de entrada para el flujo sanguíneo coronario. La autorregulación del tono vasomotor local ayuda a mantener estable el flujo sanguíneo regional al cerebro y otros órganos en un amplio rango de valores de PAM, a pesar de sus cambios. Sin embargo, cuando la PAM disminuye por debajo de 60 mm Hg en pacientes previamente normotensos, la perfusión tisular puede disminuir independientemente de la demanda metabólica y los procesos auto-reguladores locales. Esto lleva a un aumento compensatorio de la extracción de O<sub>2</sub> del tejido para mantener la actividad metabólica, pero, si el flujo sanguíneo tisular continúa disminuyendo, se puede generar una disfunción isquémica del órgano (Carsetti *et al.*, 2016).

Aunque la PAM no es una variable sensible para determinar la estabilidad hemodinámica, es crucial identificar la hipotensión ya que en estos estados disminuye el control auto-regulatorio y un aumento de la presión arterial media genera un aumento en la presión de perfusión y del flujo sanguíneo orgánico (Pang *et al.*, 2019).

## 4.1 Gasto cardíaco

El término gasto cardíaco (GC) hace referencia a la cantidad de sangre que el corazón bombea en un período determinado de tiempo (García *et al.*, 2011). Este está determinado por el volumen sistólico y la frecuencia cardíaca bajo la ecuación que se muestra a continuación:

$$GC = \text{volumen sistólico (VS)} \times \text{frecuencia cardíaca (FC)}$$

A su vez, el volumen sistólico se encuentra influenciado por la precarga, la contractilidad y la poscarga cardíaca; y la frecuencia cardíaca por el ritmo cardíaco. (Carsetti *et al.*, 2016).

El gasto cardíaco normal en un adulto sano varía de 4 a 6,5 litros por minuto, aunque es importante individualizar este valor y considerar la tendencia y estado basal de cada paciente. Para individualizar este valor a las características propias de cada paciente, se calcula que el gasto cardíaco es de 2,5 litros por minuto por metro cuadrado de superficie corporal en condiciones de reposo (García *et al.*, 2011).

El gasto cardíaco corresponde al principal mecanismo compensatorio del organismo en respuesta a la demanda de oxigenación y representa un parámetro clínico importante para valorar y garantizar una adecuada oxigenación de los tejidos. Se trata de una evaluación global de la circulación, incluyendo las influencias neuro-humorales (Majumdar, 2017).

Corresponde a una medida estándar para evaluar la perfusión de órganos y el suministro de oxígeno en estados de choque y es esencial para determinar el estado hemodinámico en pacientes críticamente enfermos. (Huang, 2019).

Existen diversas técnicas basadas en el principio de Fick: la termodilución, el análisis del contorno del pulso arterial, el Doppler, la bio-impedancia y la bio reactancia para medir el gasto cardíaco. Sin embargo, cada método tiene sus ventajas y desventajas. Idealmente, el método de monitoreo ideal debe ser mínimamente o no invasivo, rentable, continuo, reproducible, confiable y debe tener un tiempo de respuesta rápido que funcione adecuadamente en las diversas condiciones fisiológicas y fisiopatológicas. (Majumdar, 2017).

La medición exacta del gasto cardíaco es de gran importancia en pacientes

críticos y de alto riesgo en situaciones quirúrgicas. La monitorización del GC en conjunto con protocolos perioperatorios para guiar la fluidoterapia y titular el soporte inotrópico, para mejorar la perfusión tisular y el suministro de oxígeno han demostrado mejorar los resultados perioperatorios en pacientes del alto riesgo cardiovascular sometidos a procedimientos quirúrgicos. (Hamilton *et al.*, 2011, Huang 2019 y Saugel *et al.*, 2021).

## **4.2 Determinantes del gasto cardiaco**

El gasto cardiaco está determinado por las interacciones de la función cardíaca y la función del retorno venoso. Las propiedades del drenaje venoso hacia el corazón, que están principalmente determinadas por las pequeñas venas sistémicas y las vénulas, tienen un rol importante en dicha interacción debido a que contienen alrededor del 70% del volumen sanguíneo. La presión de retroceso elástica creada por el volumen en estos vasos, impulsa el flujo sanguíneo de regreso al corazón porque, existe una resistencia baja entre este reservorio de sangre y las cámaras cardíacas. La presión arterial no tiene mayor impacto en el retorno sanguíneo hacia el corazón. Más bien, es el volumen por minuto que ocupa las venas y las vénulas, lo que determina el vaciado venoso. Por otro lado, los cambios en la función cardíaca regulan la presión del atrio derecho, permitiendo un mayor o menor retorno sanguíneo en cada latido, de esta forma aumentando o disminuyendo el gasto cardíaco. (Magder, 2015 y Pesichini *et al.*, 2022).

Un aumento en la función cardíaca involucra un aumento en la frecuencia cardíaca, un incremento en la contractilidad o una disminución en la poscarga cardíaca, que es esencialmente la presión arterial en la arteria pulmonar y en la aorta. (Magder, 2015 y García *et al.*, 2011).

El volumen tele diastólico máximo limita la curva de función cardíaca. En la mayoría de las personas, este límite ocurre en la cámara derecha, cuando la presión atrial derecha es de 10-12 mmHg. Una vez que se alcanza dicho límite, aumentos adicionales en la precarga no aumentan el gasto cardíaco y se requiere de un aumento

en la función cardíaca para poder aumentar el gasto cardíaco. (Magder, 2015).

#### 4.2.1 Precarga

La precarga hace referencia a la longitud de la fibra cardíaca previo a la contracción. Existe una relación directa entre el grado de elongación de la fibra miocárdica en diástole y su acortamiento en sístole, esta relación hace referencia a la ley de Frank-Starling. Lo anterior se debe a que el estiramiento de la fibra genera una elongación del sarcómero con lo que aumenta el número de puntos de interacción entre la actina y la miosina. (García *et al.*, 2011)

La ley de Frank-Starling hace referencia a la relación directamente proporcional entre el gasto cardíaco y la precarga, siempre que se mantenga una frecuencia cardíaca constante. Esta relación se genera hasta un punto a partir del cual, un mayor aumento de la precarga y por ende, de las presiones de llenado ventricular no aumentará más el gasto cardíaco o inclusive, puede generar que este disminuya. Debido a lo anterior, en la curva de Frank-Starling se diferencian dos zonas, una zona en la cual todo aumento de precarga se relaciona con un aumento lineal en el volumen sistólico (zona precarga dependiente) y una segunda zona en la cual a mayor aumento de precarga el volumen sistólico se encuentra casi constante (zona precarga independiente). (Pesichini *et al.*, 2022)

Las miocardiopatías dilatadas cursan con un sobre distensión miocárdica que causa una alteración estructural en los miocitos y disminuyen los puntos de unión entre la miosina y la actina. Lo anterior genera una disminución de la capacidad contráctil y del gasto cardíaco, produciendo un desplazamiento hacia la derecha de la curva de Frank-Starling. Este desplazamiento hacia la derecha también se puede observar en patologías que cursan con alteración en la relajación ventricular como la hipertrofia miocárdica, la fibrosis, enfermedad de depósito miocárdicas y enfermedades del pericardio. (García *et al.*, 2011).

El volumen tele-diastólico ventricular es usualmente proporcional al estiramiento de la fibra miocárdica y es por esto que este volumen usualmente se utiliza como una medida de precarga cardíaca. Sin embargo, esta relación entre volumen y el grado de estiramiento se encuentra comúnmente alterado por la interdependencia ventricular y

en casos de isquemia miocárdica, generando una disminución de la compliancia diastólica del ventrículo izquierdo. (Pinsky, 2015)

Los cambios dinámicos en las variables hemodinámicas como lo son los cambios inducidos en la presión venosa central, la presión de pulso arterial, el volumen eyectivo del ventrículo izquierdo y los diámetros en las venas cavas inferior y superior inducidos por la ventilación mecánica a presión positiva, han demostrado ser altamente predictivos de la respuesta a volumen en diferentes escenarios clínicos. Dicha respuesta se valora al predecir si se va a generar un aumento en el gasto cardíaco, la presión arterial media o en ambos en respuesta a una infusión de volumen.

La explicación fisiológica se debe a que el aumento en la presión intratorácica producida por la ventilación a presión positiva genera un aumento en la presión venosa central y debido a que, la presión venosa central es la presión de oposición al retorno del ventrículo derecho, y en caso de no existir un aumento en la presión de llenado, con cada ventilación se producirá una disminución en el retorno venoso y eventualmente se producirá una variación en el volumen eyectivo del ventrículo izquierdo. (Pinsky, 2015 y Pesichini *et al.*, 2022)

#### 4.2.2 Poscarga

La poscarga hace referencia a la resistencia contra la cual el corazón bombea la sangre. En términos fisiológicos hace referencia a la tensión de la pared ventricular en sístole, siendo esta tensión la presión que debe superar el ventrículo al contraerse. La tensión de la pared ventricular en sístole se puede calcular utilizando la ley de Laplace y asumiendo que el ventrículo tiene una forma esférica. Dicha tensión va a depender de la presión intra-cavitaria, el radio de la cavidad y el espesor de la pared en una relación que se muestra a continuación: (Garcia *et al.*, 2011)

$$\text{Tensión} = \text{presión cavitaria} \times \text{radio de la cavidad} / 2 \times \text{espesor de la pared}$$

La presión ventricular en sístole está determinada por la fuerza de contracción ventricular, la distensibilidad de las paredes de la aorta y las resistencias vasculares sistémicas. En la práctica clínica, la poscarga suele calcularse mediante las resistencias vasculares sistémicas debido a que la distensibilidad vascular suele ser

constante. Las resistencias vasculares sistémicas (RVS) pueden estimarse a partir de la presión arterial media (PAM) y la presión venosa central (PVC) mediante la siguiente ecuación: (García et al., 2011)

$$RVS = (PAM - PVC) / GC$$

La presión arterial media se relaciona directamente con el gasto cardíaco y las resistencias vasculares sistémicas periféricas, por lo que es una buena aproximación de la poscarga en ausencia de alteraciones de la función cardíaca. (García *et al.*, 2011)

$$PAM = (GC \times RVS) + PVC$$

#### 4.2.3 Contractilidad

La contractilidad miocárdica se refiere a la capacidad intrínseca del corazón para bombear la sangre en condiciones de precarga y poscarga constantes, dicho de otra manera, su capacidad contráctil independiente de la precarga y poscarga. Esta capacidad está estrechamente relacionada con la velocidad de acortamiento del miocardio, lo que a su vez depende de factores intracelulares como la concentración de calcio y de proteínas miocárdicas con función enzimática. La contractilidad miocárdica se ve modulada por factores neuro-humorales. (García *et al.*, 2011)

VARIABLES como el volumen sistólico, la fracción de eyección del ventrículo izquierdo y el gasto cardíaco han sido usadas tradicionalmente para valorar la contractilidad cardíaca. Sin embargo, dichas variables se encuentran afectadas por las condiciones de precarga cardíaca, por lo que, no valoran exclusivamente la capacidad intrínseca contráctil. (Pang *et al.*, 2019)

## **CAPÍTULO 5. GENERALIDADES DEL ESTADO DE CHOQUE CIRCULATORIO**

El número de pacientes que se someten a cirugía ha venido en aumento, debido a los avances en el tratamiento de enfermedades. Sin embargo, muchos pacientes aún mueren o experimentan complicaciones perioperatorias graves. La inestabilidad hemodinámica es común durante la cirugía. Cada vez, hay más pruebas de que la hipotensión intraoperatoria se asocia con lesiones en el corazón, los riñones y el cerebro y una mayor probabilidad de mortalidad en pacientes de alto riesgo. (Futier *et al.*, 2017).

El estado de choque circulatorio es una afección potencialmente mortal caracterizada por una inadecuada perfusión tisular y utilización de oxígeno celular. Desde un punto de vista clínico, el estado de choque a menudo se asocia con una presión arterial baja. La hipotensión arterial es una de las presentaciones clínicas más comunes de los estados de choque, aunque su presencia no siempre es estrictamente necesaria para su diagnóstico. Los marcadores de hipoperfusión periférica y signos como la taquicardia no relacionada con el dolor, la ansiedad o la fiebre pueden ser otros signos de alerta para identificar a los pacientes en estado de choque (Pinsky *et al.*, 2019).

La característica principal del estado de choque es la disminución de la utilización de oxígeno a nivel celular con alteración del metabolismo celular y los consiguientes trastornos de la fisiología normal. Si esta situación no se corrige rápidamente, conduce a una falla energética celular que implica la detención de todas las funciones metabólicas esenciales y una consiguiente falla multiorgánica. (Vincent y De Backer, 2013).

Existen cuatro categorías principales del estado de choque, cada una de las cuales se relaciona principalmente con un sistema. El choque hipovolémico se relaciona con el compartimiento intravascular, el choque distributivo con el sistema vascular, el choque cardiogénico surge de una disfunción cardíaca primaria; y el choque obstructivo surge de un bloqueo a la circulación (Cecconi *et al.*, 2014).

Si bien es cierto, todos los tipos de choque pueden conducir al mismo estadio final de fallo multiorgánico como consecuencia del desequilibrio entre la demanda y el suministro de oxígeno, las diferencias en su patogenia y fisiopatología realzan la importancia de su clasificación, ya que se utilizan diferentes medidas terapéuticas para los distintos estados de choque (Standl *et al.*, 2018).

En los pacientes en estado de choque circulatorio, la monitorización hemodinámica es fundamental para diagnosticar el tipo de choque, iniciar la reanimación inicial y poder guiar la optimización de la terapia hemodinámica. (Flick *et al.* 2022).

## **5.1 Consideraciones generales**

El estado de choque se define como una forma generalizada de insuficiencia circulatoria aguda que pone en peligro la vida, asociada a una utilización inadecuada del oxígeno por parte de las células. Es un estado en el cual la circulación es incapaz de entregar la cantidad suficiente de oxígeno para satisfacer las demandas de los tejidos, lo que resulta en una disfunción celular. Como resultado se produce la disoxia celular, es decir, la pérdida de la independencia fisiológica entre el suministro y el consumo de oxígeno, asociada con niveles elevados de lactato (Cecconi *et al.*, 2014).

El diagnóstico del estado de choque se basa en signos clínicos, hemodinámicos y bioquímicos, que se pueden resumir en tres componentes. Primero, la hipotensión arterial sistémica suele estar presente, sin embargo, la magnitud de la hipotensión puede ser solo moderada, especialmente en pacientes con hipertensión crónica. De manera clásica, en adultos, la presión arterial sistólica es inferior a 90 mm Hg y/o la presión arterial media es inferior a 70 mm Hg, con la presencia de taquicardia asociada. En segundo lugar, están los signos clínicos de hipoperfusión tisular, que se observan a través de tres sistemas, las manifestaciones cutáneas (piel fría y húmeda, con vasoconstricción y cianosis, hallazgos que son más evidentes en estados de bajo flujo), manifestaciones renales (diuresis <0,5 ml por kilogramo de peso corporal por hora) y manifestaciones neurológicas (estado mental alterado, que típicamente incluye obnubilación, desorientación y confusión). En tercer lugar, la hiperlactatemia suele estar presente, lo que indica un metabolismo celular inadecuado del oxígeno. El nivel

normal de lactato en sangre es de aproximadamente 1 mmol por litro, pero el nivel aumenta (>1,5 mmol por litro) en los estados de insuficiencia circulatoria aguda. La presencia de una presión arterial disminuida no debe ser un requisito para la definición del estado de choque, ya que, los mecanismos compensatorios pueden preservar la presión arterial mediante la vasoconstricción y de igual manera existir una disminución significativa en la perfusión y oxigenación tisular. (Vincent y De Backer, 2013).

Desde un punto de vista fisiopatológico, es esencial el entendimiento de la relación entre el suministro de oxígeno (DO<sub>2</sub>) y el consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>) y los determinantes de cada uno. El DO<sub>2</sub> hace referencia a la cantidad de oxígeno que el corazón entrega a los tejidos, y este está determinado por la siguiente ecuación: (Pinsky *et al.*, 2019)

$$DO_2 = GC \times CaO_2$$

GC corresponde al gasto cardíaco y CaO<sub>2</sub> al contenido arterial de oxígeno que a su vez se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$CaO_2 = (Hb \times SaO_2 \times 1.34) + (PaO_2 \times 0.003)$$

donde Hb corresponde a la concentración de hemoglobina, SaO<sub>2</sub> a la saturación arterial de O<sub>2</sub> y PaO<sub>2</sub> a la presión parcial de oxígeno arterial. Estas ecuaciones resaltan cómo, además del GC, la Hb y la SaO<sub>2</sub> desempeñan un papel principal en la determinación de la DO<sub>2</sub>, y como la PaO<sub>2</sub>, contribuye en menor medida.

El VO<sub>2</sub> está determinado, de manera similar, por la siguiente ecuación

$$VO_2 = GC \times (CaO_2 - CvO_2)$$

Dónde CvO<sub>2</sub> corresponde al contenido venoso de oxígeno, el cual se calcula de la siguiente manera:

$$CvO_2 = (Hb \times SvO_2 \times 1.34) + (PvO_2 \times 0.003)$$

SvO<sub>2</sub> es la saturación venosa mixta de oxígeno y PvO<sub>2</sub> la presión parcial venosa mixta de oxígeno. (Pinsky *et al.*, 2019)

Reordenando las ecuaciones anteriores y excluyendo la contribución insignificante de oxígeno disuelto en la fórmula para el cálculo de  $CaO_2$  y  $CvO_2$ , el  $VO_2$  también puede reescribirse como:

$$VO_2 = GC \times Hb \times (SaO_2 - SvO_2) \times 1.34$$

A la diferencia de saturación arterio-venosa también se le conoce como tasa de extracción de oxígeno ( $ERO_2$ ) y esta corresponde a la cantidad de oxígeno extraído por los tejidos periféricos durante cada ciclo cardíaco. (Pinsky *et al.*, 2019).

Es importante destacar como el  $VO_2$  global permanece constante a pesar del descenso en la  $DO_2$ . Lo anterior sucede hasta un punto, a partir del cual el  $VO_2$  disminuye de forma lineal con la disminución de la  $DO_2$ . A este punto se le conoce como  $ERO_2$  crítico y es posible debido a que la  $DO_2$  es cinco veces mayor que el  $VO_2$ . Por lo que, la disminución en la entrega de oxígeno a los tejidos se compensa con un aumento en la tasa de extracción de oxígeno por los tejidos. Cuando se alcanza el  $ERO_2$  crítico se inicia el metabolismo anaeróbico por los tejidos y el consiguiente aumento en la producción de ácido láctico. (Pinsky *et al.*, 2019).

## 5.2 Clasificación

El choque es un estado clínico de insuficiencia circulatoria aguda que puede resultar de uno o una combinación de cuatro mecanismos. El primero de estos es una disminución del retorno venoso debido a una pérdida del volumen circulante (es decir, debido a la pérdida interna o externa de líquidos). El segundo es una falla en la función de bomba del corazón, que resulta de una pérdida o alteración en la contractilidad (como resultado de un evento isquémico, un infarto, una miocardiopatía, miocarditis, etc.) o una arritmia importante (como taquicardia ventricular o un bloqueo A-V de alto grado). El tercero corresponde a una obstrucción al flujo por embolismo pulmonar, neumotórax a tensión o taponamiento cardíaco. El cuarto es la pérdida del tono vascular que resulta en una inadecuada distribución del flujo sanguíneo (debido a sepsis, anafilaxia o lesión espinal). Las características de cada uno de estos cuatro tipos de *shock* a menudo se superponen y los pacientes con un tipo de choque pueden

desarrollar otros tipos de choque. (Cecconi *et al.*, 2014)

Desde un punto de vista fisiopatológico y hemodinámico, los estados de choque circulatorio se pueden clasificar de acuerdo al gasto cardíaco del paciente, en dos grandes grupos, los estados con bajo gasto cardíaco y los estados con gasto cardíaco elevado. Esta clasificación se fundamenta en que el gasto cardíaco es el principal determinante de la entrega de oxígeno tisular en condiciones con hemoglobina y saturación arterial constante. (Cecconi *et al.*, 2014)

La saturación venosa mixta de oxígeno (SvO<sub>2</sub>) corresponde a otro de los parámetros que puede ser utilizado para valorar el desbalance entre la entrega y la demanda de oxígeno tisular, así como, si el GC es adecuado o no. El valor considerado normal es de 65-70% y en los estados de choque con gasto cardíaco disminuido este se encuentra disminuido, mientras que en los estados de choque distributivo este valor está aumentado. (Giraud y Bendjelid, 2016)

### 5.2.1 Estados con GC disminuido

Estos estados se caracterizan principalmente por el inadecuado transporte de oxígeno. El transporte inadecuado puede ser secundario a tres causas principales:

#### 5.2.1.1 Choque hipovolémico

El choque hipovolémico corresponde a una condición de perfusión orgánica inadecuada secundaria a la pérdida de volumen intravascular, usualmente de forma aguda. Dicha pérdida resulta en la disminución de la precarga cardíaca y una disminución tanto de la macrocirculación como de la microcirculación. (Standl *et al.*, 2018)

Debido a la importante disminución de la precarga cardíaca, este estado de choque cursa con un gasto cardíaco disminuido. La SvO<sub>2</sub> también disminuye debido a un aumento compensatorio de la extracción de oxígeno por la disminución en el aporte de oxígeno tisular. La presión venosa central se encuentra disminuida y las resistencias vasculares sistémicas (RVS) aumentan de manera compensatoria para intentar mantener una presión arterial media normal e intentar mejorar la perfusión tisular.

(Pinsky *et al.*, 2019).

#### 5.2.1.2 Choque cardiogénico

El estado de choque cardiogénico corresponde principalmente a una alteración en el funcionamiento cardíaco con la resultante disminución en la capacidad de bombeo. Dicha alteración puede ser causada por una disfunción sistólica o diastólica, generando una fracción de eyección disminuida o una alteración en el llenado ventricular. Además, puede ser causado por trastornos eléctricos del corazón como lo son las arritmias y las alteraciones en la conducción cardíaca. (Standl *et al.*, 2018)

Es de esperar, que en este estado de choque el gasto cardíaco se encuentre disminuido por la alteración en la contractilidad cardíaca. Al igual que en el estado de choque hipovolémico, la SvO<sub>2</sub> se encuentra disminuida debido al aumento compensatorio de la tasa de extracción de oxígeno. La presión venosa central está aumentada a consecuencia del aumento en el volumen tele diastólico causado por la inhabilidad del corazón de vaciar las cámaras cardíacas. Por último, las resistencias vasculares sistémicas, se encuentra aumentadas es un intento de mantener la presión arterial media en valores normales. (Pinsky *et al.*, 2019)

#### 5.2.1.3 Choque obstructivo

El estado de choque obstructivo es una condición causada por la obstrucción al flujo en los grandes vasos o una obstrucción al corazón propiamente. A pesar de que los síntomas se asemejan a los del choque cardiogénico, estos deben ser diferenciados ya que, el tratamiento de ambos es diferente. Las causas más frecuentes de obstrucción son el taponamiento cardíaco, el embolismo pulmonar y el neumotórax a tensión. (Standl *et al.*, 2018)

Desde el punto de vista hemodinámico, presenta un perfil con gasto cardíaco disminuido, secundario a la obstrucción del llenado cardíaco (como en caso del taponamiento cardíaco y neumotórax a tensión) o a la obstrucción del eflujo ventricular (como en caso del embolismo pulmonar). Al igual que en los estados de choque anteriores con GC disminuido, la SvO<sub>2</sub> se encuentra disminuida por un aumento en

ERO<sub>2</sub>. La presión venosa central se encuentra aumentada y su razón va a depender de la etiología, por aumento en la presión pleural en el neumotórax a tensión, por aumento en los volúmenes tele diastólicos en el embolismo pulmonar, y en el caso del taponamiento cardíaco por disminución de la compliancia diastólica. Las RVS usualmente se encuentran elevadas para tratar de mantener la presión arterial media. (Pinsky *et al.*, 2019)

### 5.2.2 Estados con GC aumentado

En estos estados, el principal problema se encuentra en la periferia ya que, generalmente la entrega de oxígeno se encuentra preservada pero la ERO<sub>2</sub> se encuentra alterada.

#### 5.2.2.1 Choque distributivo

Este estado corresponde a una situación de hipovolemia relativa secundaria a una redistribución patológica del volumen intravascular. Las causas corresponden a una pérdida de la regulación del tono vascular y/o una alteración en la permeabilidad del sistema vascular. Existen tres causas o subtipos principales, el estado de choque séptico, el estado de choque anafiláctico y el estado de choque neurogénico. (Standl *et al.*, 2018)

El perfil hemodinámico es contrario a los anteriores, con un GC aumentado como consecuencia de la disminución en las resistencias vasculares sistémicas y como una medida compensatoria para mantener la presión arterial media. La saturación venosa mixta se encuentra aumentada debido a una disminución en la tasa de extracción de oxígeno tisular a nivel periférico y al aumento en la entrega de oxígeno tisular secundario al GC elevado. La presión venosa central se puede encontrar normal o disminuida. En casos de choque séptico, se puede observar una disminución de la contractilidad secundaria a la miocardiopatía por sepsis. (Pinsky *et al.*, 2019)

## **CAPÍTULO 6. INDICACIONES, CONTRAINDICACIONES Y COMPLICACIONES DE LA ECOCARDIOGRAFÍA TRANSESOFÁGICA INTRAOPERATORIA**

### **6.1 Indicaciones**

De acuerdo con el consenso de la Sociedad Americana de Ecocardiografía y la Sociedad Americana de Anestesiólogos Cardiovasculares publicado en 2013, el estudio ecocardiográfico transesofágico básico perioperatorio se recomienda en casos donde la cirugía planeada o la condición cardiovascular conocida o sospechada del paciente pueda resultar en un compromiso hemodinámico, pulmonar o neurológico severo. Adicionalmente, se recomienda en casos donde persista la inestabilidad circulatoria de manera inexplicable a pesar de una terapia instaurada. (Reeve *et al.*, 2013)

Por lo tanto, los objetivos del examen ecocardiográfico transesofágico perioperatorio básico en un paciente con inestabilidad hemodinámica incluyen no solo el diagnóstico temprano de la etiología de la hipotensión, sino también la identificación de hallazgos incidentales que pueden afectar el procedimiento quirúrgico y el resultado del mismo. El uso de la ecocardiografía transesofágica puede guiar las intervenciones terapéuticas para tratar la causa subyacente de la inestabilidad hemodinámica y en última instancia, puede reducir el riesgo de morbilidad y mortalidad perioperatorias. Lo anterior, se debe a que, si no se realizan las medidas correctivas de manera oportuna y temprana, se puede producir daño a órganos diana y aumentar la mortalidad perioperatoria. (Hahn *et al.*, 2013, Porter *et al.*, 2015 y Reeve *et al.*, 2013)

Los pacientes de alto riesgo cardiovascular, con o sin cardiopatía preexistente, pueden experimentar compromiso del volumen sistólico durante el periodo perioperatorio y, por ende, requieren cierto nivel específico de monitorización. Estudios han demostrado que la optimización hemodinámica perioperatoria en estos pacientes puede reducir las complicaciones posoperatorias (Hamilton *et al.*, 2011). Aunque, se dispone de técnicas de monitorización hemodinámica avanzadas y mínimamente invasivas, circunstancias clínicas como las arritmias cardíacas, la disfunción ventricular derecho y la ventilación mecánica protectora y uni-pulmonar limitan su fiabilidad.

Además, una de sus principales desventajas es la inhabilidad para valorar directamente el estado de volumen y la causa fisiopatológica de la disminución en la entrega de oxígeno tisular. Por lo tanto, la ecocardiografía transesofágica intraoperatoria es esencial para la valoración de la función cardíaca izquierda y derecha y el estado circulatorio en tiempo real. En los pacientes hemodinámicamente inestables que no responden al tratamiento inicial, existe una indicación de clase 1 para la realización de ecocardiografía transoperatoria para poder evaluar con precisión las causas e implementar intervenciones para recobrar la estabilidad hemodinámica (Trauzeddel *et al.*, 2020). Se ha demostrado que una ecocardiografía básica enfocada en la valoración hemodinámica es suficiente para guiar la terapia cardiovascular. (Reeve *et al.*, 2013 y Porter *et al.*, 2015).

En las guías de uso de ecocardiografía como monitor para las intervenciones terapéuticas en adultos publicadas en 2015 por Porter *et al.*, se menciona la utilidad del monitoreo ecocardiográfico transesofágico en cirugías de trauma, trasplante renal, hepático y pulmonar, cirugía vascular mayor, ortopedia y cirugía de columna y neurocirugía. Sin embargo, se anota la salvedad de que la cantidad y el tipo de estudios en los cuales se basan dichas recomendaciones son escasos y de baja relevancia clínica.

El Colegio Americano de Emergenciólogos recomienda la utilización de la ecocardiografía transesofágica (bajo el protocolo “resusTEE”) durante el manejo del paro cardio-respiratorio. Esto se debe a que, si bien es cierto, diversas organizaciones como el Consejo Europeo de Resucitación, recomiendan el uso del ultrasonido como parte del algoritmo de soporte cardiovascular avanzado para identificar las causas reversibles del paro cardíaco; la realización de ecocardiografía transtorácica presenta dificultades técnicas por el poco tiempo entre compresiones, ventanas acústicas limitadas por los parches de desfibrilación, la posición del paciente, las compresiones torácicas, equipo de monitoreo en el tórax y el aire en el estómago secundario a las ventilaciones. Estas dificultades se solucionan con la ecocardiografía transesofágica, evita la interrupción de las compresiones torácicas y en caso necesario puede ser utilizado para la canulación del soporte extra-corpóreo. (Nazerian *et al.*, 2020)

## **6.2 Contraindicaciones**

En la literatura se encuentran definidas con claridad las contraindicaciones para la inserción de una sonda de ecocardiografía transesofágica. Es importante realizar una evaluación clínica previo a la colocación de la sonda, para poder descartar sus contraindicaciones excepto, en situaciones de emergencias o inconsciencia donde se imposibilita dicha evaluación. Siempre que sea posible, se debe informar al paciente sobre los riesgos y beneficios del procedimiento y obtener su consentimiento informado. (Fayad y Shillcutt, 2017).

Las contraindicaciones se dividen en absolutas y relativas. Entre las contraindicaciones absolutas se encuentran, la presencia de perforación a víscera hueca, estenosis o estrechez esofágica, tumoración o perforación esofágica, presencia de divertículo esofágico, sangrado digestivo alto activo y la presencia de fistula traqueo-esofágica. Las contraindicaciones relativas varían desde la presencia de esofagitis activa, antecedente de cirugía esofágica o gástrica, presencia de hernia hiatal presencia de varices esofágicas, trombocitopenia, coagulopatía, presencia de ulcera péptica, historia de disfagia e historia de sangrado digestivo alto reciente. (Meineri, 2016 y Fayad y Shillcutt, 2017).

## **6.3 Complicaciones**

La ecocardiografía transesofágica es un procedimiento mínimamente invasivo que ha demostrado una baja incidencia de complicaciones significativas en grandes estudios de casos. La realización bajo anestesia general con intubación endotraqueal y relajación muscular reduce potencialmente el riesgo de complicaciones mecánicas y respiratorias. Sin embargo, la tasa de morbilidad de la ecocardiografía transesofágica intraoperatoria es similar a la de los pacientes ambulatorios electivos, oscilando entre 0,2% y 1,2% (Meineri, 2016). El trauma mecánico causado por la inserción y manipulación de la sonda puede provocar daños en los dientes, la orofaringe e incluso, una perforación esofágica o gástrica. Aunque, la perforación esofágica es una complicación rara con una incidencia de 0,01% a 0,04%, esta conlleva una tasa de mortalidad significativa de entre 10% y 54% (Prabhu y George, 2014). Los principales

factores de riesgo incluyen patología gastroesofágica, anatomía distorsionada y resistencia a la inserción de la sonda. Es importante señalar que la perforación esofágica también puede ocurrir en pacientes sin factores de riesgo significativos o después de una ecocardiografía transesofágica sin complicaciones. La laringoscopia directa puede ayudar a reducir la incidencia de odinofagia y laceración de la mucosa orofaríngea en pacientes en los que la inserción a ciegas de la sonda ha resultado difícil. (Meineri, 2016 y Fayad *et al.*, 2018).

La inserción y manipulación de una sonda de ecocardiografía transesofágica puede resultar en diversas complicaciones, como lesiones dentales o incluso, perforación del tracto gastrointestinal. Si bien la mayoría de estas complicaciones se limitan al tracto gastrointestinal superior, algunos pacientes pueden experimentar complicaciones respiratorias, cardiovasculares o abdominales. La mayoría de las complicaciones asociadas son menores por lo que pasan desapercibidas y no son reportadas. (Prabhu y George, 2014).

Entre las complicaciones orofaríngeas reportadas se encuentran, lesiones dentales, trauma labial, subluxación de la articulación temporo-mandibular y sangrado oro-faríngeo. La compresión y trauma labial secundario a la inserción y presencia de la sonda, causa lesiones menores con edema que resuelven en cuestión de días sin necesidad de tratamiento. Se han reportado casos de necrosis lingual secundaria a la presión ejercida por la sonda y si esta se deja por periodos prolongados de tiempo para disminuir el trauma y lesión orofaríngea se recomienda la inserción de la sonda con la ayuda de la laringoscopia. (Patel *et al.*, 2022).

Las lesiones gastro-esofágicas se relacionan a trauma directo por la sonda de ecocardiografía e incluyen erosiones con sangrado, traumas de espesor variable a la mucosa, hematomas esofágicos, abrasiones esofágicas, laceraciones y perforaciones. El mecanismo de la lesión esofágica relacionada con la sonda transesofágica es objeto de debate, siendo posibles causas el calor generado por los cristales piezoeléctricos de la sonda o la presión sobre el tejido mucoso. Sin embargo, los estudios en animales no han encontrado ningún cambio histopatológico en los tejidos debido al ultrasonido y se cree que el riesgo de lesión es bajo. (Patel *et al.*, 2022)

En raras ocasiones, la inserción y el uso de una sonda de ecocardiografía

transesofágica puede provocar complicaciones cardiovasculares como taquicardia ventricular no sostenida, bloqueo atrio-ventricular de tercer grado y fibrilación atrial transitoria. Esto se ha atribuido a un aumento de las catecolaminas causado por la inserción de la sonda, sumado a la presencia de hipoxemia leve e hipercapnia en pacientes sedados. Sin embargo, estas arritmias suelen ser autolimitadas y a menudo, se resuelven una vez que se retira la sonda. (Patel *et al.*, 2022).

Existen diversas complicaciones respiratorias que se han relacionado con el uso de la ecocardiografía transesofágica, como el desplazamiento del tubo endotraqueal (0,03 %) y la compresión de la vía aérea. En pacientes pediátricos, estas complicaciones pueden ser más significativas durante la cirugía debido a que sus vías respiratorias son más pequeñas y por ende, más susceptibles a la compresión y más sensibles a los cambios en la colocación del tubo endotraqueal. (Patel *et al.*, 2022)

## CAPÍTULO 7. EVALUACIÓN HEMODINÁMICA CON ECOCARDIOGRAFÍA TRANSESOFÁGICA

La evaluación hemodinámica hace referencia a la medición en tiempo real de variables relacionadas con el sistema cardiovascular, con el objetivo de asegurar una adecuada perfusión tisular y suministro de oxígeno en el paciente anestesiado. Esta monitorización puede ayudar a predecir y abordar la inestabilidad hemodinámica que, a su vez, puede clasificarse en los diferentes estados de choque circulatorio. Para determinar la necesidad de administrar alguna terapia, se utilizan las variables hemodinámicas para evaluar si el gasto cardíaco es suficiente y, de no ser así, si se necesita la administración de líquidos, agentes vasoactivos o inotrópicos. Una vez que se inicia la terapia, se utiliza el monitoreo hemodinámico para medir la respuesta al tratamiento administrado. (Cove y Pinsky, 2012)

Cuando un paciente se encuentra en riesgo de presentar una insuficiencia circulatoria aguda, la decisión de administrar líquidos intravenosos adicionales se basa en la suposición de que, al aumentar el volumen intravascular, aumentará el gasto cardíaco. A pesar de las incertidumbres en el manejo de los pacientes críticos, los principios fundamentales de la fisiología cardiovascular sirven como punto de referencia para guiar este tipo de decisiones. (Boyd *et al.*, 2016).

La evaluación del estado volumétrico es un componente esencial del manejo hemodinámico en el período perioperatorio. En el pasado, la monitorización de las presiones de llenado cardíaco, como la presión venosa central y la presión de oclusión de la arteria pulmonar, se consideraban los métodos estándar. Sin embargo, estos parámetros basados en valores estáticos han sido objeto de importantes críticas debido a sus limitaciones. Dichos parámetros, no predicen con precisión los cambios en el volumen intravascular y el gasto cardíaco. (Gouveia *et al.*, 2011)

La administración inadecuada o excesiva de líquidos intravenosos puede tener resultados negativos para los pacientes quirúrgicos. Investigaciones recientes han demostrado que la terapia de fluidos dirigida por objetivos, que tiene como finalidad mantener un equilibrio de fluidos específico, o un enfoque de balance cero durante cirugías mayores, puede ser beneficiosa. Estos métodos pueden ayudar a evitar los

riesgos asociados con la hipo-hidratación o la sobre-hidratación, como lo son: la disfunción de órganos, infecciones, dehiscencias de anastomosis por disperfusión y las hospitalizaciones prolongadas. (Fayad y Shillcutt, 2017).

Durante más de 30 años, investigadores han estudiado los abordajes de terapias guiadas por objetivos en el quirófano. Shoemaker y colegas investigaron este concepto por primera vez en 1988 y descubrieron que los niveles supra-normales de índice cardíaco y oxigenación reducían significativamente las tasas de mortalidad posoperatoria en pacientes sometidos a cirugía mayor. Concepto que fue refutado en investigaciones posteriores. La fluidoterapia dirigida por objetivos es una estrategia para controlar la administración de fluidos intraoperatorios y esta implica monitorear el gasto cardíaco para así, guiar la administración de fluidos. El objetivo de la terapia guiada por objetivos es optimizar el volumen sistólico, y de esta manera garantizar una adecuada perfusión tisular y un adecuado funcionamiento orgánico en los pacientes, favoreciendo la recuperación post-operatoria y la cicatrización de heridas. Este enfoque implica la determinación de la posición del paciente en la curva de Frank-Starling. (French y Scott, 2022).

## **7.1 Precarga**

La evaluación del estado del volumen es crucial en el manejo hemodinámico perioperatorio. La incapacidad de las presiones de llenado cardíaco para predecir un aumento del volumen intravascular y del gasto cardíaco está bien establecida. Una presión de llenado baja no indica de forma fiable que la administración de volumen conducirá a un aumento del volumen intravascular o del gasto cardíaco. Varios factores contribuyen a esta falta de fiabilidad de las presiones de llenado como indicadores de la precarga o de la capacidad de respuesta al volumen, incluida su dependencia de la distensibilidad cardíaca (es decir, las propiedades diastólicas del corazón), los cambios en la presión intratorácica durante la ventilación mecánica y las consecuencias hemodinámicas de la presión positiva al final de la espiración (PEEP) o la presión intraabdominal. (Gouveia *et al.*, 2011).

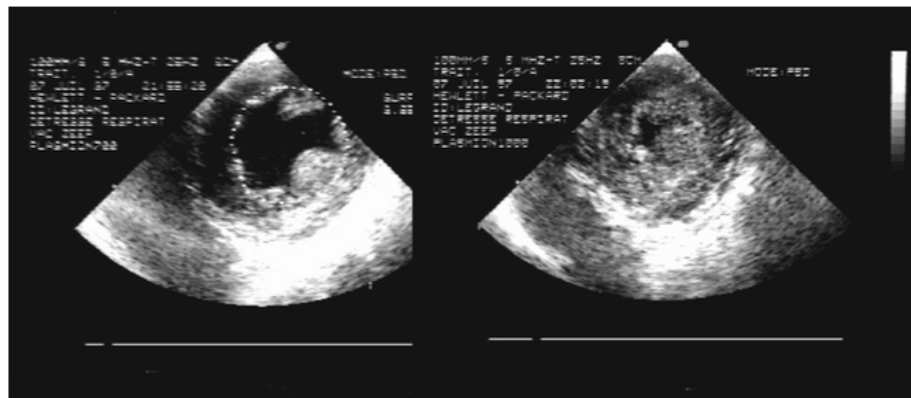
La presencia de hipovolemia provoca un aumento en la sensibilidad de las cámaras cardíacas y los grandes vasos circundantes a sufrir compresión extrínseca. Además, la hipovolemia provoca un aumento en la susceptibilidad a la compresión de la vena cava superior y la aurícula derecha por la presencia de presión intratorácica positiva y PEEP. En los estados de hipovolemia, es más probable que los capilares pulmonares se compriman durante la inspiración, lo que aumenta la poscarga del ventrículo derecho. La disminución del volumen sistólico producida durante la espiración (durante la ventilación mecánica) es más pronunciada cuando los ventrículos se encuentran en la fase dependiente de la curva de Frank-Starling. Todos estos ejemplos demuestran que la hipovolemia debe corregirse no solo para mejorar la circulación sino también para optimizar la función de bombeo cardíaca. (Pang *et al.*, 2019)

Como se mencionó, las mediciones estáticas por sí solas son insuficientes para evaluar el estado volumétrico y, en su lugar, se deben utilizar técnicas dinámicas. Estas pueden incluir la administración de un bolo de líquido intravenoso, realizar una elevación pasiva de las piernas o la valoración de los cambios en el volumen sistólico y el gasto cardíaco producidos por la ventilación mecánica con presión positiva. Una regla general es que la respuesta a los fluidos es positiva cuando se produce un aumento en el volumen sistólico o el gasto cardíaco del 15% o más, posterior a una prueba de respuesta a volumen. (McLean, 2016)

### 7.1.1 Valoración cualitativa

Una reducción significativa en el volumen sanguíneo puede ser detectada al observar el signo del beso de los músculos papilares (“*kissing papillary muscle*”) en el ventrículo izquierdo, lo que indicaría un estado de hipovolemia (figura 18). Este signo se observa cuando las paredes opuestas del ventrículo hacen contacto entre sí y se puede observar en la vista transgástrica de eje corto medio papilar (Trauzeddel *et al.*, 2020). El colapso total del ventrículo izquierdo al final de la sístole correlaciona con un estado hipovolémico con una especificidad del 100% y una sensibilidad del 30%. (Meineri, 2016)

**FIGURA 18. SIGNO “KISSING PAPILLARY MUSCLE” DEL VENTRÍCULO IZQ EN EJE CORTO**



Fuente Backer *et al.*, 2011.

Si los pacientes presentan hipertrofia ventricular izquierda, un tracto de salida del ventrículo izquierdo disminuido y una valva anterior larga de la válvula mitral, la hipovolemia puede provocar un movimiento sistólico anterior de la válvula mitral (SAM), obstrucción dinámica del tracto de salida del ventrículo izquierdo, insuficiencia mitral grave y disminución del gasto cardíaco. (Meineri, 2016)

La hipovolemia severa también puede ser diagnosticada al observar un colapso inspiratorio de la vena cava superior en pacientes bajo ventilación mecánica a presión positiva. (Boissier *et al.*, 2020)

Desde una perspectiva clínica, es importante diferenciar entre tres tipos de hipovolemia. La hipovolemia global, donde todas las cámaras del corazón se observan reducidas de tamaño debido a una disminución significativa en el volumen total de sangre circulante. En este caso, el reemplazo de líquidos aumentará el volumen sistólico. La hipovolemia relativa, donde todas las cámaras del corazón parecen estar llenas de manera normal, pero la administración adicional de líquidos aún puede aumentar el volumen sistólico (conocido como capacidad de respuesta al volumen). Por último, la hipovolemia parcial, donde la hipovolemia del corazón izquierdo ocurre debido a una falla del ventrículo derecho. En este caso, es posible que la administración de líquidos endovenosos no aumente de forma eficaz el volumen sistólico del ventrículo izquierdo porque el ventrículo derecho no puede transportar

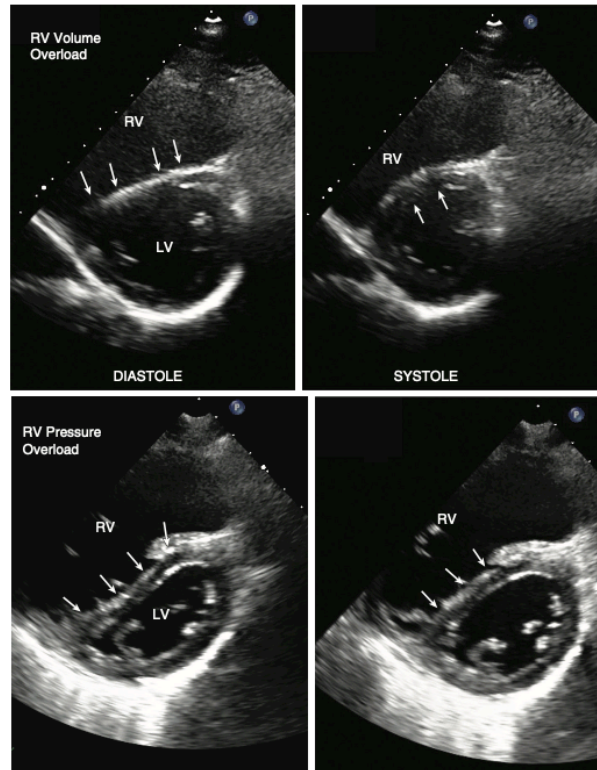
sangre hacia la circulación pulmonar y el corazón izquierdo, por el contrario, puede empeorar la congestión del corazón derecho. (Trauzeddel *et al.*, 2020)

Según Trauzeddel *et al.* (2020), la valoración del tabique interatrial en la vista de 4 cámaras medio esofágica, puede proporcionar una evaluación aproximada de las presiones de llenado atrial, lo que es útil para determinar el estado del volumen atrial. A menudo se observa un septum interatrial hipermóvil durante estados de bajo llenado biauricular, como la hipovolemia global. Cuando aumenta la presión de llenado del atrio izquierdo, el septum inter atrial se vuelve permanentemente convexo hacia la derecha, demostrando que no es necesaria la administración de fluidoterapia. Por otro lado, el aumento de la presión de llenado del atrio derecha hace que septum inter atrial se vuelva permanentemente convexo hacia la aurícula izquierda y genere una hipovolemia cardíaca izquierda. En el caso de la hipervolemia global, todas las cavidades del corazón se observan sobrellenadas o distendidas, y el septum interatrial normalmente se encuentra fijo en el medio. Cabe señalar que ninguno de estos signos es específico del estado del líquido intravascular. (McLean, 2016)

Los signos de sobrecarga de volumen pueden incluir distensión de la vena cava inferior, distensión del ventrículo derecho, aplanamiento del tabique inter ventricular (que da como resultado un ventrículo izquierdo en forma de “D” en la vista de eje corto) y un aumento de la insuficiencia tricuspídea. (Fayad y Shillcutt, 2017)

El movimiento del tabique interventricular, que se observa en la vista de eje corto transgástrico, es un indicador útil de la sobrecarga del ventrículo derecho. Un desplazamiento hacia la izquierda del tabique interventricular durante el final de la diástole indica una sobrecarga de volumen del ventrículo derecho, mientras que durante el final de la sístole y principios de la diástole indica una sobrecarga de presión derecha (figura 19). (Meineri, 2016).

**FIGURA 19. CAMBIOS EN EL SEPTUM INTERVENTRICULAR POR SOBRE CARGA DE VOLUMEN Y PRESIÓN EN EL VENTRÍCULO DERECHO**



Fuente Otto, 2018.

### 7.1.2 Valoración cuantitativa

La ecocardiografía transesofágica proporciona un conjunto completo de variables hemodinámicas que supera a otras herramientas de monitorización. Estas variables se pueden usar para evaluar y predecir la respuesta a los líquidos endovenosos e incluyen el área diastólica final del ventrículo izquierdo indexada (LVEDAI), el área diastólica final del ventrículo derecho indexada para el área de superficie corporal (RVEDAI), los cambios en el diámetro de los grandes vasos del tórax (incluidos  $\Delta VCI$  y  $\Delta VCS$ ), el volumen sistólico derivado del área bajo la curva de una señal Doppler valvular transaórtica (es decir, la integral de la curva velocidad-tiempo “VTI”, que refleja la distancia que se proyecta un glóbulo rojo hacia adelante con cada contracción suponiendo un diámetro aórtico constante) y los cambios respiratorios en la velocidad y el flujo máximo transaortico ( $\Delta V_{pico}$ ) (Pang *et al.*, 2019). De estos métodos, se ha

demostrado que los cambios en la velocidad máxima del flujo aórtico es la variable más sensible y que la variación del diámetro de la vena cava es la variable más específica para predecir la respuesta a volumen. (Roshdy, 2017, Vignon et al., 2017 & Boissier et al., 2020)

Varios estudios han investigado la vena cava inferior en pacientes en estado crítico sometidos a ventilación mecánica y han demostrado que el tamaño absoluto de la VCI, al igual que las medidas estáticas de la presión venosa central, no pueden predecir con precisión el impacto de la infusión de líquidos en el volumen sistólico.

Por el contrario, los cambios en el diámetro de la VCI causados por las variaciones en la presión intratorácica durante la ventilación mecánica han demostrado ser útiles. Feissel *et al.* descubrieron que una variación superior al 12% en la relación entre el tamaño máximo menos el tamaño mínimo dividido entre el promedio de estos dos valores, estaba relacionada con un aumento del gasto cardíaco después de la infusión de líquidos. Barbier *et al.* establecieron en 18% el valor de corte utilizando la relación entre el tamaño máximo menos el tamaño mínimo dividido entre el tamaño mínimo. Todas estas mediciones se realizaron en imágenes en modo M a 0.5-3cm de la unión cavo atrial en una vista longitudinal de la VCI. Este enfoque puede tener limitaciones debido a factores como la hipertensión intraabdominal, el volumen tidal utilizado, los esfuerzos inspiratorios del paciente y la presencia de insuficiencia tricuspídea grave. La determinación de Barbier y colaboradores logró discriminar entre pacientes respondedores a fluido-terapia y no respondedores con un 90% de sensibilidad y un 90% de especificidad. (Boyd *et al.*, 2016 y Beigel *et al.*, 2014)

Según Vieillard-Baron *et al.*, el análisis de la variación respiratoria de la vena cava superior (índice de colapsabilidad:  $([\text{diámetro mayor} - \text{diámetro menor}] / \text{diámetro mayor})$ ) a través de la ecocardiografía transesofágica puede predecir de manera efectiva la respuesta a los líquidos, con un valor de corte del 36%, una sensibilidad del 90% y una especificidad del 100%. (Boyd *et al.*, 2016 y Beigel *et al.*, 2014)

Las variaciones del flujo aórtico observadas durante la ventilación mecánica pueden ser una medida más eficaz que la variación del volumen sistólico (VVS), un parámetro que está relacionado con la capacidad de respuesta a los fluidos. Feissel *et al.* encontraron que la evaluación de la variación en la velocidad máxima durante el

ciclo respiratorio, con una variación superior al 12%, predijo con precisión la respuesta a los líquidos en los pacientes de la Unidad de Cuidos Intensivos. El flujo sanguíneo aórtico se registra a través de la valoración con Doppler pulsado desde una vista transgástrica de cinco cámaras. Sin embargo, tanto la variación del flujo sanguíneo aórtico como la variación de la presión del pulso se limitan al uso únicamente en pacientes sin arritmia y no son válidas en pacientes con dilatación o disfunción del ventrículo derecho.

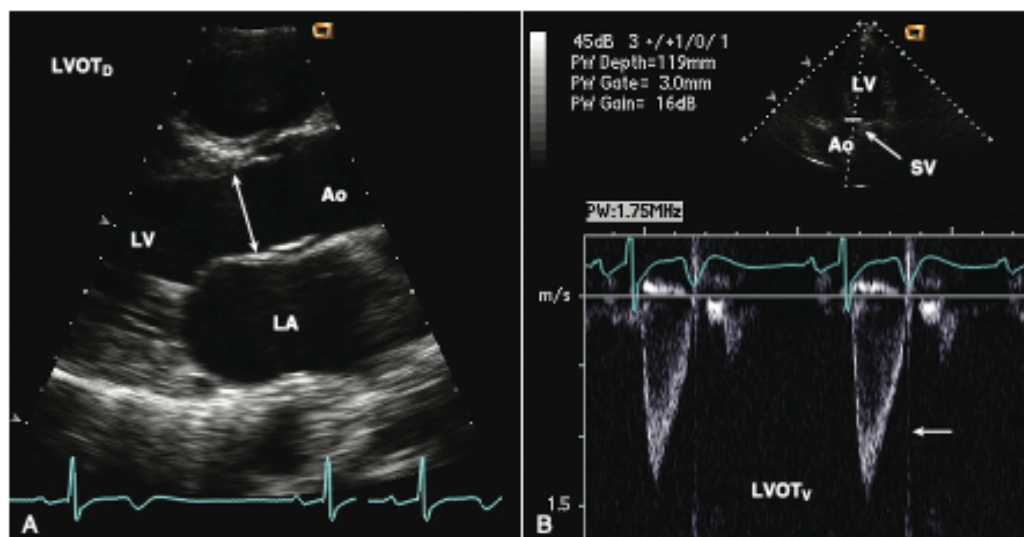
Los efectos de la ventilación mecánica sobre estos parámetros se deben a cambios en la presión transpulmonar e intratorácica, que dependen de la transmisión de las variaciones de presión de las vías respiratorias al corazón. Por lo que, estos parámetros no son válidos en condiciones de tórax abierto. Además, la ventilación mecánica protectora con un volumen tidal bajo (<8 ml/kg), comúnmente utilizada para pacientes con distrés respiratorio agudo, puede disminuir las variaciones de presión en las vías respiratorias y los efectos hemodinámicos de la ventilación mecánica, lo que hace que el valor de corte del 12% para la variación de la presión del pulso sea inválido, como demostrado por De Baker y Scolletta. (Boyd *et al.*, 2016).

Una variación en la integral de velocidad-tiempo (VTI) de más del 20% predice la respuesta a los fluidos en pacientes con ventilación mecánica, pero no es aplicable en pacientes con enfermedad de la válvula aórtica. Los cambios respiratorios en la velocidad máxima ( $\Delta V_{pico}$ ) de más del 12% pueden predecir la respuesta a los líquidos con una sensibilidad del 100% y una especificidad del 89% en pacientes con función sistólica del VI preservada. (Pang *et al.*, 2019).

La valoración Doppler implica el uso de la relación entre las velocidades de la sangre que fluye a través del tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) al nivel del anillo de la válvula aórtica o el tracto de salida del ventrículo derecho (TSVD) al nivel del anillo de la válvula pulmonar, en combinación con el área de la sección transversal ( $\text{área} = \pi(\text{diámetro del TSVI}/2)^2$ ) de la ubicación seleccionada, para determinar el gasto cardíaco y el volumen sistólico. Para medirlos, se usa el Doppler de onda pulsada con el volumen de muestra posicionado al nivel del anillo aórtico para el flujo de salida del ventrículo izquierdo. El volumen sistólico se calcula como  $VTI \times \text{área de la sección transversal}$ , y el gasto cardíaco se determina multiplicando el volumen sistólico

por la frecuencia cardíaca. Es importante la alineación adecuada del haz Doppler con el flujo, y el VTI se mide rastreando la velocidad modal (figura 20). (McLean, 2016)

**FIGURA 20. MEDICIÓN DEL VOLUMEN SISTÓLICO MEDIANTE VTI DEL TSVI**



Fuente Otto, 2018.

El uso del área diastólica final del ventrículo izquierdo (LVEDA) parece ser una herramienta útil para evaluar la respuesta a una carga de volumen en pacientes anestesiados sometidos a cirugía. Sin embargo, no es tan útil en pacientes críticamente enfermos. (McLean, 2016)

De acuerdo con Reeves *et al* (2013), el diámetro telediastólico del VI y el área telediastólica del ventrículo izquierdo obtenidos en la vista transgástrica de eje corto medio papilar son los parámetros ecocardiográficos más comúnmente utilizados para diagnosticar la hipovolemia. En situaciones de emergencia, se puede colocar rápidamente una sonda ecocardiográfica transesofágica y proporcionar una evaluación en tiempo real del tamaño de la cavidad del ventrículo izquierdo. Las mediciones del área telediastólica del ventrículo izquierdo, en comparación con las mediciones de referencia, pueden servir como una medición indirecta de la precarga del ventrículo izquierdo y ayudar a monitorear la respuesta a la terapia de fluidos.

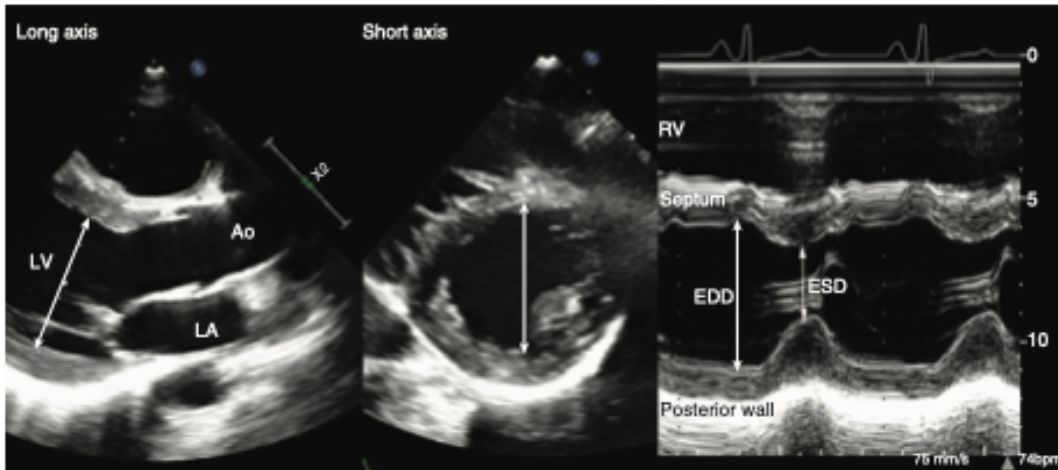
Las pautas aceptadas para identificar la hipovolemia son las siguientes: diámetro telediastólico del ventrículo izquierdo inferior a 25 mm, área telediastólica del ventrículo izquierdo (LVEDA) inferior a 10 cm<sup>2</sup> o indexada (LVEDAI) inferior a 5,5 cm<sup>2</sup>/m<sup>2</sup>, y obliteración sistólica de la cavidad del VI. (Nagre, 2019).

En comparación con la presión en cuña de la arteria pulmonar, se ha demostrado que la medición de LVEDA mediante ETE refleja con mayor precisión la precarga del VI y mejora la detección de cambios en la función y el volumen del VI como resultado de la pérdida aguda de sangre. (Gutiérrez *et al.*, 2013).

Para evaluar el estado del volumen, se pueden tomar mediciones en serie de las cámaras cardíacas y así evaluar el llenado ventricular. Un diámetro interno pequeño del VI al final de la diástole (LVEDD) puede indicar hipovolemia, pero es importante tener en cuenta que un diámetro interno del VI bajo al final de la sístole (LVESD) puede no indicar necesariamente hipovolemia, ya que también podría deberse a una disminución de las resistencias vasculares sistémicas, un aumento del estado inotrópico o una disminución del llenado ventricular. La hipovolemia se controla mejor mediante mediciones telediastólicas, ya que tanto LVEDD como LVESD disminuyen en la hipovolemia. Por otro lado, en la disminución de las resistencias vasculares sistémicas, LVEDD es normal y LVESD tiende a disminuir.

Para monitorear la respuesta a los fluidos, los diámetros internos del VD y el VI pueden medirse en serie y compararse en la misma vista ecocardiográfica. Se pueden obtener dichas mediciones en la vista de dos cámaras del esófago medio en las puntas de las valvas de la válvula mitral, 1 cm distal al anillo mitral o usando imágenes en modo M en la vista transgástrica eje corto medio papilar. Si bien la vista transgástrica eje corto medio papilar proporciona una vista esencial en la valoración de anomalías regionales del movimiento de la pared secundaria a cualquiera de los tres vasos epicárdicos principales, se prefiere la vista de eje largo, ya que es menos propensa a una alineación incorrecta y puede detectar cambios en el tamaño de dimensión y en la fracción de acortamiento. Los rangos de referencia para LVEDD son de 3,9 a 5,3 cm en mujeres y de 4,2 a 5,9 cm en hombres (figura 21). (Porter *et al.*, 2015).

**FIGURA 21. MEDICIÓN DE LOS DIÁMETROS DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO EN SÍSTOLE Y DIÁSTOLE**



Fuente Otto, 2018.

## 7.2 Función cardíaca

La contractilidad se refiere a la capacidad del miocardio para contraerse frente a una carga específica con una precarga dada. El acortamiento de la fibra miocárdica durante la sístole se mide mediante ecografía para determinar la contracción. El estado de choque cardiogénico a menudo es causado por una reducción significativa en la contracción del ventrículo izquierdo. El grado de cronicidad de la afectación contráctil puede inferirse del tamaño de la aurícula y el ventrículo izquierdo, siendo la dilatación un indicador de mayor duración. La fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI) es un parámetro de uso común que, aunque no es perfecto, puede ayudar a orientarse con respecto a la capacidad de contracción miocárdica. (McLean, 2016)

A menudo se piensa, erróneamente, que la fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI) es lo mismo que la función contráctil. Sin embargo, la contractilidad miocárdica se refiere específicamente a la capacidad de los miocitos cardíacos para contraerse independientemente de la precarga y la poscarga. La fracción de eyección ventricular, por otro lado, es una medida de la fracción del volumen diastólico final del ventrículo izquierdo que se expulsa durante la sístole. Esto significa que está influida

por la precarga, la poscarga y la función contráctil y, por lo tanto, no es equivalente a la contractilidad miocárdica únicamente. (Roshdy, 2017).

Existen dos enfoques diferentes para la valoración con ETE. El primero es cuantitativo, que consiste en medir y calcular parámetros hemodinámicos convencionales. El segundo es una estimación cualitativa y clasificación de los parámetros hemodinámicos. Con el enfoque cualitativo, la función sistólica del ventrículo izquierdo puede clasificarse como normal, supranormal, moderadamente deprimida o gravemente deprimida. La cavidad del ventrículo derecho se puede clasificar como normal, moderadamente dilatada o gravemente dilatada. (Vignon *et al.*, 2017).

Según Boissier *et al.* (2020), la ETE se puede utilizar para la evaluación cualitativa de varios parámetros. Estos parámetros incluyen la función sistólica del ventrículo izquierdo, el tamaño diastólico del ventrículo derecho, los cambios respiratorios de la vena cava superior (clasificados como sin variación, variaciones respiratorias menores o variaciones mayores) y sobrecarga de presión del ventrículo derecho (clasificada en ausencia o presencia de discinesia del tabique interventricular). Esta evaluación cualitativa mostró una buena precisión en comparación con la evaluación cuantitativa.

Para determinar la función sistólica global, se puede medir la fracción de eyección del ventrículo izquierdo. Sin embargo, para propósitos clínicos de rutina, una evaluación cualitativa visual de la FEVI (valoración visual global) puede ser suficiente en lugar de una medición cuantitativa. Las vistas de eje corto medio papilar transgástrico y la de 4 cámaras medio esofágica proporcionan una orientación rápida para la evaluación del VI. (Trauzeddel *et al.*, 2020).

### 7.2.1 Valoración cualitativa de la función sistólica

Los ecocardiografistas básicos generalmente utilizan un método cualitativo, no preciso, de estimación visual de la función sistólica para identificar a los pacientes que pueden beneficiarse de las terapias inotrópicas. La ETE se recomienda en pacientes con alteraciones hemodinámicas graves y función ventricular desconocida. Para realizar un análisis del movimiento regional de las paredes miocárdicas, se utilizan las vistas ME de cuatro cámaras, ME de dos cámaras y ME LAX, junto con la puntuación

de movimiento de la pared de 17 segmentos descrita en las guías de la Asociación Americana de Ecocardiografía. Sin embargo, los estudios han demostrado que la visualización de los 6 segmentos medio-papilares desde la vista TG SAX mediopapilar puede ser adecuada y tiene valor pronóstico. La vista TG SAX mediopapilar proporciona información diagnóstica útil sobre la función ventricular regional y global en pacientes inestables. Sin embargo, se recomienda que también se empleen las vistas ME de cuatro cámaras, ME de dos cámaras y ME LAX para una evaluación más completa y para monitorear la función global y regional del VI. (Reeves *et al.*, 2013)

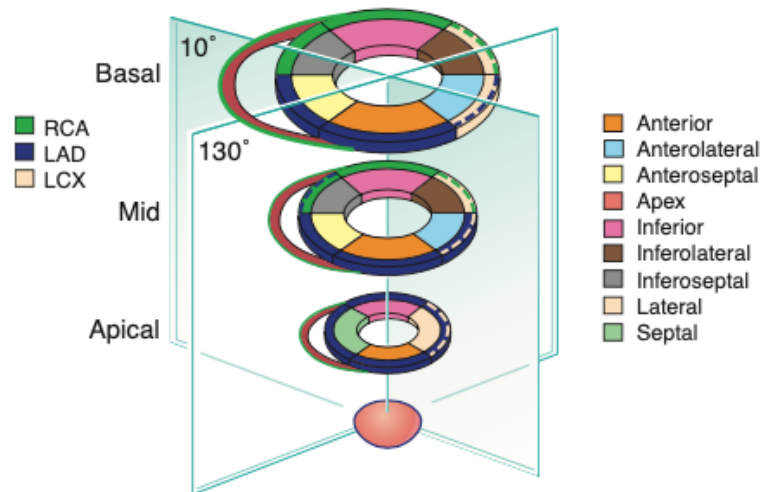
La valoración global visual (*eyeballing*) ha demostrado ser eficaz en la valoración de la función del ventrículo izquierdo, incluso cuando es utilizada por aprendices. Para una evaluación rápida de la función del VI, la vista medio papilar de eje corto transgástrico, permite la visualización simultánea de tres territorios coronarios y tiene una fuerte correlación con la función global. (Meineri, 2016)

Como parte de la evaluación de la función sistólica del VI, se examinan las anomalías regionales del movimiento de la pared (RWMA). El ventrículo izquierdo se divide en 17 segmentos (ver figura 22), incluidos seis segmentos anatómicos en la base del corazón, seis en el nivel medio papilar, cuatro en el nivel apical y una tapa apical, lo que permite un examen y documentación precisos de cualquier movimiento anormal de la pared en la línea de base.

Esto también permite la identificación de isquemia en territorios específicos de las arterias coronarias. La arteria coronaria derecha suministra sangre al ventrículo derecho, la pared inferior y el tercio posterior del tabique basal del ventrículo izquierdo. La arteria descendente anterior izquierda irriga los segmentos anterior, anteroseptal y la porción apical, mientras que la arteria circunfleja izquierda irriga los segmentos de la pared lateral. El movimiento de la pared ventricular y el engrosamiento durante la sístole se utilizan para analizar la función segmentaria del VI. La vista TG SAX medio papilar del ventrículo izquierdo se usa a menudo para detectar RWMA, pero también se deben examinar las vistas de TG basales y apicales antes de que se puedan descartar RWMA. Una vez que se detecta una nueva RWMA y se inicia la terapia adecuada, es necesario monitorear la respuesta. El movimiento regional de la pared generalmente se clasifica como normal/hipercinético, hipocinético (engrosamiento reducido), acinético

(ausencia de engrosamiento) o discinético (adelgazamiento sistólico o cambios aneurismáticos). (Fayad y Shillcutt, 2017).

**FIGURA 22. MODELOS DE LOS 17 SEGMENTOS DEL VENTRÍCULO IZQUIERDO EN VISTA TG SAX**



Fuente: Perrino y Reeves, 2013.

### 7.2.2 Valoración cuantitativa de la función sistólica

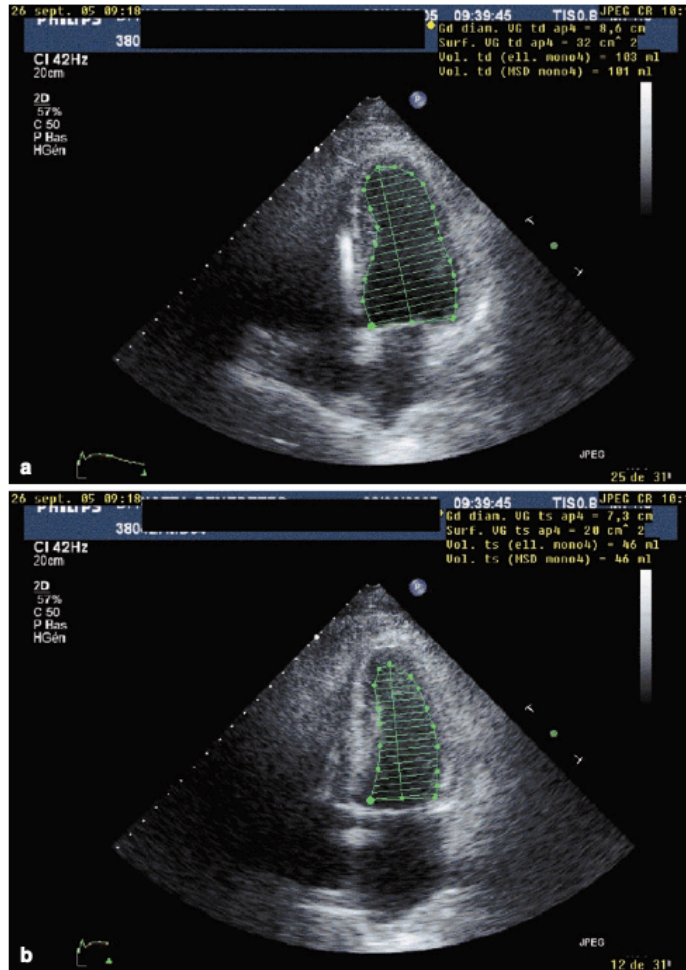
La evaluación cualitativa de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo es un método simple, rápido y fácil de aprender. Otro método simple para evaluar la FEVI es a través del acortamiento del área fraccional del VI en su porción media. Sin embargo, como se mencionó, la FEVI está influida por las condiciones de carga del VI y no refleja la contractilidad miocárdica intrínseca sino el acoplamiento entre la contractilidad del VI y la poscarga del VI. En condiciones como choques sépticos u otros choques vasopléjicos donde la poscarga está severamente reducida, la FEVI puede parecer normal a pesar de una disminución en la contractilidad intrínseca del VI. La restauración del tono arterial puede revelar una FEVI deprimida. Por lo tanto, la evaluación precisa de la poscarga es crucial para interpretar la función sistólica del VI

en estos casos, y la evaluación ecocardiográfica debe repetirse después de corregir la hipovolemia y la vasoplejía durante la fase inicial del shock. (Boissier *et al.*, 2020)

La evaluación cuantitativa de las mediciones hemodinámicas mediante ecocardiografía transesofágica se ha estudiado ampliamente y es una herramienta valiosa en el manejo perioperatorio de pacientes sometidos a cirugía mayor. La ETE permite la medición de la función global del ventrículo izquierdo mediante la evaluación del volumen sistólico del VI y el gasto cardíaco (GC).

El método de discos de Simpson (figura 23) es la técnica recomendada para la medición del volumen del VI. Esta se basa en la suposición de que la geometría del VI corresponde a una serie de elipsoides. La realización de esta técnica requiere dos vistas perpendiculares y el trazado del borde endocárdico. El GC también se puede medir mediante la evaluación de la velocidad del flujo en el tracto de salida del ventrículo izquierdo con la técnica de Doppler pulsado, suponiendo un área de sección transversal circular. Esta técnica se correlaciona bien con el gasto cardíaco medido por termodilución durante la cirugía cardíaca. La evaluación cuantitativa por ETE proporciona una medida más precisa y reproducible de la función del VI que la evaluación cualitativa sola, lo que puede ayudar a tomar las decisiones de manejo adecuadas durante el período perioperatorio. (Meineri, 2016)

**FIGURA 23. MEDICIÓN DE VOLÚMENES Y FACCIÓN DE EYECCIÓN DEL VI MEDIANTE MÉTODO DE SIMPSON**

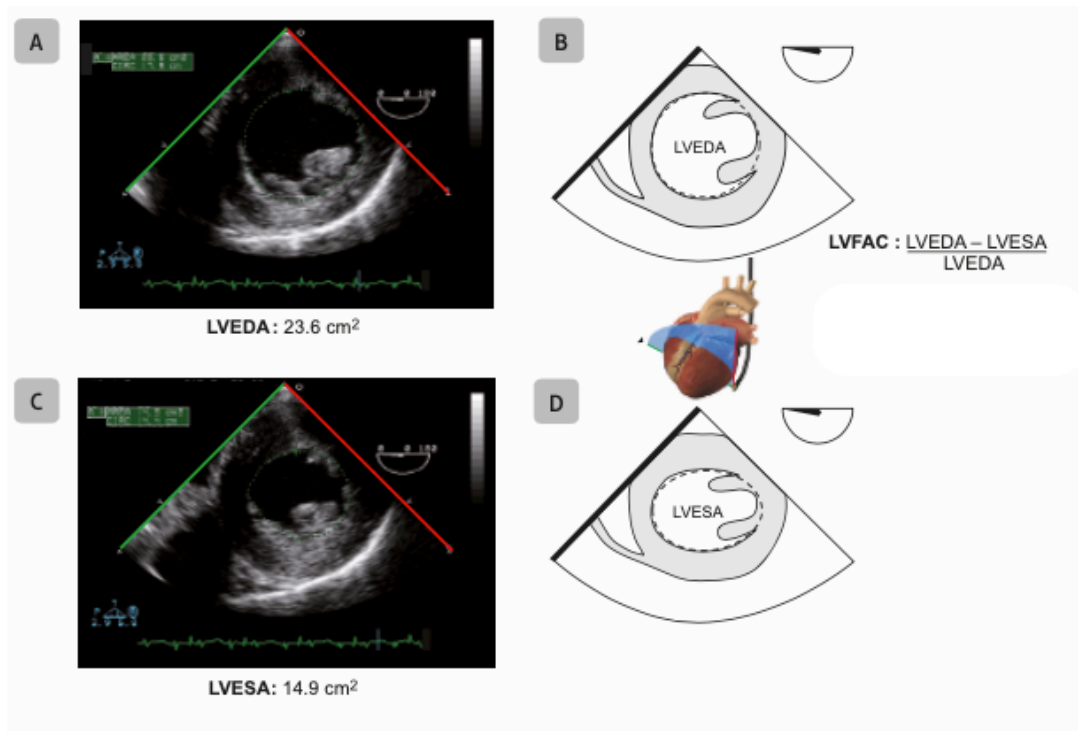


Fuente: Backer *et al.*, 2011.

La utilización del cambio en el área fraccional (FAC) para la valoración del ventrículo izquierdo (figura 24) en pacientes sometidos a cirugía cardíaca ha demostrado resultados razonablemente precisos. El cálculo implica medir la diferencia entre las áreas telediastólica y telesistólica y dividirla por el área telediastólica, usando la vista transgástrica de eje corto. El rango normal para FAC es 38-60%. Sin embargo, su fiabilidad es incierta en determinados escenarios, como pacientes hemodinámicamente inestables, presencia de alteraciones segmentarias de la

motilidad parietal, bloqueo de rama izquierda del haz de His o existencia de disfunción ventricular derecha. En consecuencia, FAC no se utiliza comúnmente en la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) en comparación con el quirófano. (McLean, 2016)

**FIGURA 24. CÁLCULO DEL CAMBIO EN EL ÁREA FRACCIONAL DEL VI**

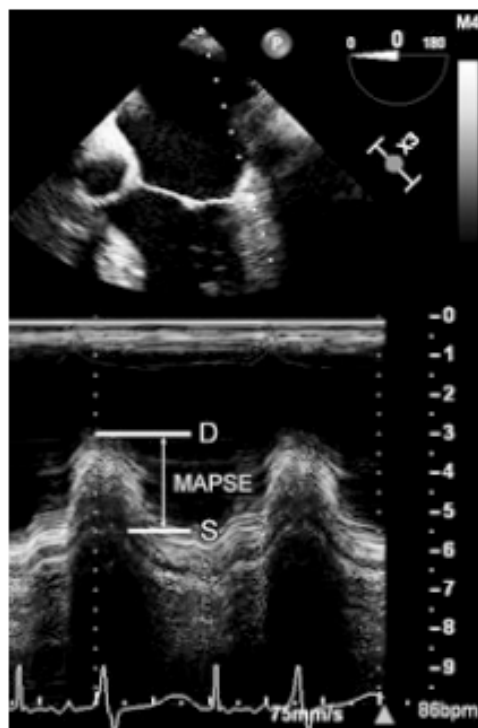


Fuente: Denault *et al.*, 2017.

La valoración con Doppler tisular es una herramienta valiosa para evaluar la función ventricular global tanto en el lado izquierdo como en el derecho en la práctica clínica. Esta técnica utiliza señales de baja velocidad y un filtro alto para poder mostrar las velocidades de la pared del miocardio. Al establecer el volumen de la muestra en el borde lateral o medial del anillo mitral, el Doppler tisular revela las velocidades durante la sístole y la diástole. La velocidad sistólica del tejido miocárdico (excursión sistólica del plano del anillo mitral “MAPSE”) (figura 25) es un indicador de la función sistólica, con un valor normal para el VI superior a 12 mm, mientras que la función sistólica del VI disminuida está indicada por valores inferiores a 8 mm (Poelaert y Malbrain, 2018). La

pendiente de la relación estiramiento-deformación regional, que se determina a través de imágenes con Doppler tisulares, sirve como un indicador no invasivo del estado inotrópico del miocardio. Sin embargo, este método no se puede aplicar a pacientes que tienen arritmias auriculares o frecuencias cardíacas altas que causan fusión de las ondas E y A del flujo mitral. (Pang *et al.*, 2019). Según Boissier *et al.* (2020), la onda sistólica pico del Doppler tisular en el anillo lateral de la válvula mitral (S') es relativamente independiente de las condiciones de carga, ya que no mostró una correlación significativa con la poscarga, con respecto a los otros parámetros de contractilidad. Un valor de S' mayor de 8cm/s se considera normal y menor a 5cm/s correlaciona con una FEVI menor al 50%.

**FIGURA 25. MEDICIÓN DEL MAPSE**



Fuente: Vegas, 2018.

Los ecocardiografistas avanzados utilizan los parámetros Doppler para mejorar la precisión de la cuantificación de la disfunción ventricular izquierda. En presencia de insuficiencia mitral es posible el cálculo de  $dP/dt$ , con un valor normal superior a 1.200

mmHg/s. Los valores marcadamente anormales de  $dP/dt$  son inferiores a 800 mmHg/s. Aunque se ha demostrado que las imágenes de la tasa de velocidad de deformación (*strain rate imaging*) y de rastreo de marcas (*speckle tracking*), que utilizan la tensión longitudinal global, identifican la disfunción sistólica en pacientes oncológicos con insuficiencia cardíaca que tienen una fracción de eyección del ventrículo izquierdo normal, su eficacia en pacientes en estado crítico aún no está bien establecida. Estas técnicas se encuentran actualmente en investigación y aún no han demostrado beneficios claros en la evaluación de la contracción del ventrículo izquierdo en pacientes en estado crítico. (McLean, 2016)

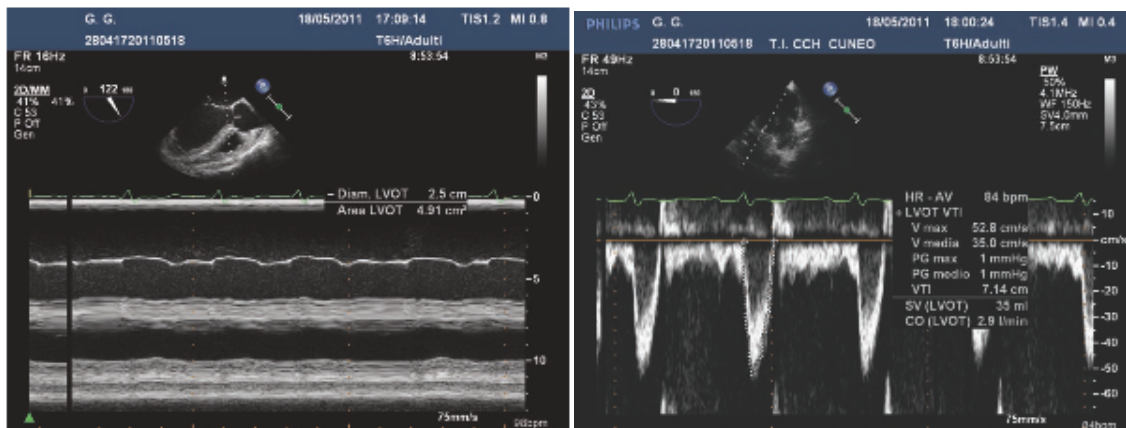
### 7.2.3 Valoración del gasto cardíaco

La monitorización del GC se ha vuelto cada vez más importante, ya que es un factor clave para determinar el transporte de oxígeno. Sin embargo, si bien la medición de GC puede proporcionar información sobre si el flujo circulatorio es suficiente para satisfacer las necesidades de los órganos, no puede determinarlo definitivamente. La principal utilidad de la monitorización del GC radica en su capacidad para detectar cambios en el GC a lo largo del tiempo, especialmente durante períodos de inestabilidad hemodinámica y después de intervenciones terapéuticas. Como tal, los cambios en el GC generalmente se consideran más significativos que los valores absolutos del GC al monitorear a los pacientes. Es importante señalar que el GC no solo está influenciado por el volumen sistólico del ventrículo izquierdo y la frecuencia cardíaca, sino también por otros factores como el llenado cardíaco (precarga) y la resistencia vascular periférica (poscarga). (Gouveia *et al.*, 2011)

La ecocardiografía es un método validado para estimar el gasto cardíaco. Si bien se puede medir utilizando el método biplano de Simpson 2D (figura 22), el uso de Doppler de onda pulsada en el tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) se considera un método más preciso para medir el gasto cardíaco (McLean, 2016) (figura 26). La técnica Doppler de onda pulsada permite el cálculo del volumen sistólico (VS) midiendo la integral velocidad-tiempo (VTI) y el área transversal de un sitio específico, como el tracto de salida del VD (TSVD) o el tracto de salida del VI (TSVI).

Para determinar el VS, el área de la sección transversal, que se estima en función del diámetro del TSVD o TSVI, se multiplica por el VTI. Durante la práctica clínica, los médicos comúnmente calculan el volumen sistólico del ventrículo izquierdo (VI) utilizando la vista de eje largo transgástrico profundo (LAX). Esto implica colocar un volumen de muestra Doppler de onda pulsada en el tracto de salida del VI. Para obtener el diámetro del TSVI de referencia, el mejor enfoque es utilizar la vista LAX del esófago medio. (Porter *et al.*, 2015)

**FIGURA 26. MEDICIÓN DEL GASTO CARDÍACO MEDIANTE VTI DEL TSVI**



Fuente: Sarti y Lorini, 2019.

La medición del gasto cardíaco mediante ecografía y VTI tiene limitaciones debido a la suposición de un patrón de flujo simétrico y un perfil de flujo parabólico, así como la precisión para medir el tracto de salida del ventrículo izquierdo. Por lo tanto, un método más confiable es rastrear los cambios en el VTI (Boissier *et al.*, 2020 y Huang, 2019).

Un VTI entre 18 y 22 cm se considera normal y sugiere un volumen sistólico normal. Un VTI inferior a 18 cm puede indicar un volumen sistólico reducido, mientras que un VTI superior a 22 cm puede indicar un volumen sistólico aumentado. (Trauzeddel *et al.*, 2020). Jozwiak *et al* confirmaron la importancia de promediar múltiples medidas de VTI para obtener una precisión aceptable. En ritmo sinusal, se

encontró que promediar tres medidas fue suficiente, mientras que, en la fibrilación auricular, fue necesario promediar cinco medidas. (Boissier et al., 2020)

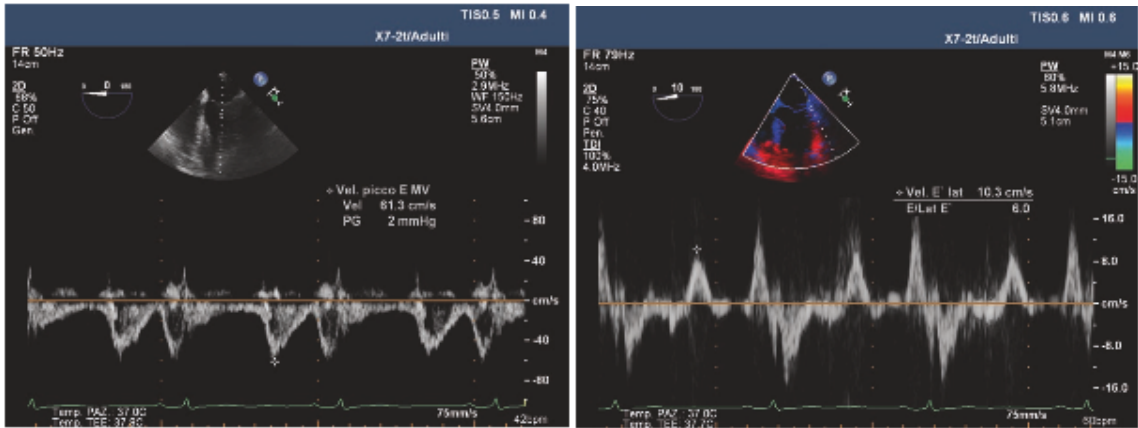
#### 7.2.4 Valoración de la función diastólica

En pacientes quirúrgicos que experimentan inestabilidad hemodinámica a pesar de una precarga y contractilidad constantes, es importante considerar la disfunción diastólica como una posible causa (Fayad y Shillcutt, 2017). La evaluación de la disfunción diastólica del VI es un indicador muy sensible de disfunción miocárdica y se ha relacionado con resultados desfavorables después de una cirugía no cardíaca. La medición de la disfunción diastólica utiliza la tecnología Doppler y requiere múltiples lecturas.

Se ha evidenciado que la técnica simplificada para evaluar la disfunción diastólica basada en el Doppler de flujo de entrada de la válvula mitral y el Doppler tisular del anillo de la válvula mitral está fuertemente asociada con eventos cardíacos significativos después de una cirugía de derivación coronaria (Meineri, 2016). La evaluación de la función diastólica del ventrículo izquierdo tiene una historia compleja, pero la imagen de Doppler tisular (TDI) simplificó el proceso e hizo posible el análisis al lado de la cama. El análisis TDI del anillo mitral es particularmente útil, ya que permite la estimación rápida de la presión auricular izquierda, un parámetro esencial en la evaluación de la función y precarga del ventrículo izquierdo (McLean, 2016).

En la etapa inicial del estado de choque, las presiones de llenado del VI suelen ser normales o bajas, con excepción del estado de choque cardiogénico. Para evaluar la presión de llenado del VI mediante ecocardiografía transesofágica (ETE), se utiliza el cociente  $E/e'$  (figura 27), que consiste en medir la velocidad Doppler pico del flujo transmitral diastólico temprano (E) con Doppler pulsado y la velocidad anular mitral diastólica temprana ( $e'$ ) con Doppler tisular. Esta relación está fuertemente correlacionada con la presión de oclusión de la arteria pulmonar. Una relación  $E/e' < 8$  sugiere una presión de llenado del VI normal o baja, mientras que una relación  $> 14$  indica una presión elevada. Sin embargo, un valor entre 8 y 14 no es un predictor fiable de la presión de llenado del VI. (Boissier et al., 2020)

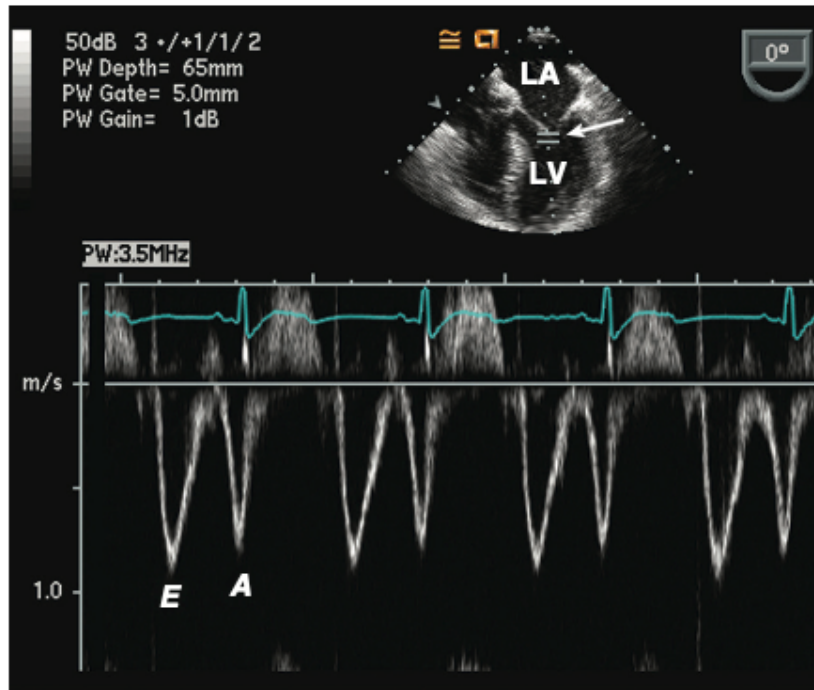
**FIGURA 27. MEDICIÓN DE LA RELACIÓN E/E'. FLUJO TRANSMIRAL PICO (E) IMAGEN DE LA IZQUIERDA Y DOPPLER TISULAR ANULAR MITRAL (E') IMAGEN DE LA DERECHA**



Fuente: Sarti yLorini, 2019.

Las velocidades de flujo de entrada trans-mitral se usan comúnmente para evaluar patrones de disfunción diastólica y también se pueden usar para monitorear la presión del atrio izquierdo a lo largo del tiempo. La velocidad trans-mitral diastólica temprana máxima (E) y la velocidad diastólica tardía (A) representan el gradiente atrio-ventricular izquierdo durante la diástole temprana y tardía, respectivamente. E depende de la precarga y A se ve afectado por cambios en la función diastólica del VI y la distensibilidad del atrio izquierdo. El Doppler pulsado se utiliza para medir las velocidades de entrada mitral (onda E, onda A y relación E/A) en la vista ME 4C. El volumen de muestreo debe ser 1 cm distal al anillo de la válvula mitral o en las puntas de las valvas durante la diástole, con una puerta de muestreo de 1 a 3 mm (figura 28). (Porter *et al.*, 2015)

**FIGURA 28. MEDICIÓN DE LA RELACIÓN E/A**



Fuente: Otto, 2018.

El Doppler tisular de onda pulsada es un método eficaz para la evaluación de la función diastólica del ventrículo izquierdo. Mide las velocidades del anillo mitral durante la sístole y la diástole al final de la espiración, incluida  $e'$ , la velocidad inicial máxima del anillo mitral. En comparación con otras medidas de la función diastólica, como el flujo de entrada mitral y las velocidades de flujo de la vena pulmonar,  $e'$  depende menos de las condiciones de carga.

La relación entre la velocidad del flujo de entrada mitral (E) y  $e'$  ( $E/e'$ ) es una estimación fiable de la presión auricular izquierda cuando la función sistólica es normal. Por lo tanto, las mediciones de  $E/e'$  en serie se pueden utilizar para guiar la terapia de fluidos en pacientes con riesgo de insuficiencia cardíaca. La medición de  $e'$  se realiza mejor en la vista ME 4C, donde los ángulos Doppler están bien alineados con el anillo de la válvula mitral en su porción lateral o medial. (Porter *et al.*, 2015).

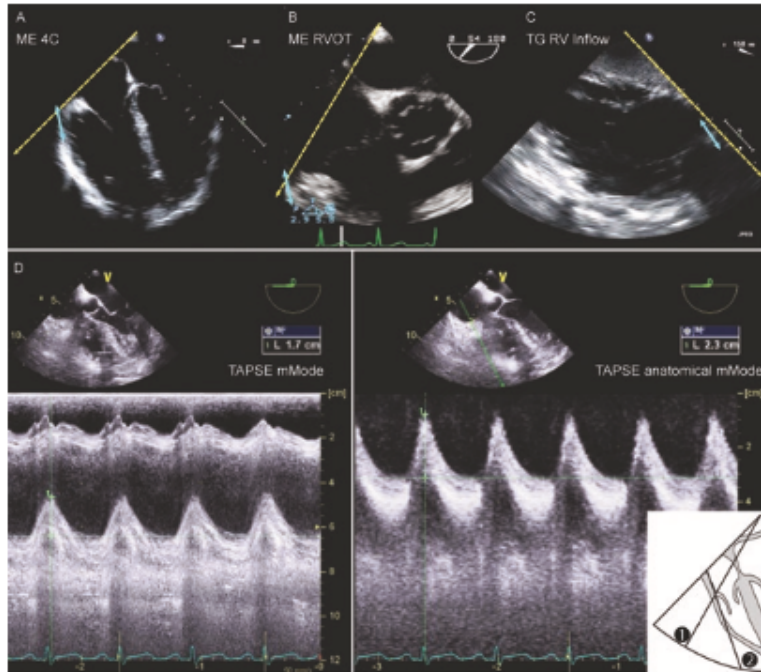
Aunque la relación  $E/e'$  todavía está influenciada por las condiciones de carga, proporciona información valiosa sobre las presiones elevadas de la aurícula izquierda. La descripción original, en pacientes con enfermedad coronaria o insuficiencia cardíaca, una  $E/e' < 8$  indica una presión del atrio izquierdo normal, mientras que un valor  $> 15$  sugiere una presión del atrio izquierdo  $> 13$  mmHg. Se recomienda el promedio de las medidas de  $e'$  lateral y septal. Guías recientes sobre la evaluación de la disfunción diastólica del ventrículo izquierdo sugieren la utilización de un valor promedio de  $E/e'$  de 14 para identificar la presión auricular izquierda elevada. El valor  $E/e'$  utilizado para identificar presiones auriculares izquierdas elevadas en pacientes ventilados es menor que el utilizado en pacientes no ventilados, aproximadamente es de 12 usando el  $e'$  septal/lateral promedio en lugar del clásico 14-15, pero el valor exacto no es claro. (McLean, 2016).

#### 7.2.5 Valoración del ventrículo derecho

La ETE permite la evaluación separada de ambos ventrículos, pero evaluar la función del ventrículo derecho es un desafío debido a la forma compleja del VD. Las guías recomiendan usar la vista de cuatro cámaras del esófago medio para medir el cambio de área fraccional para cuantificar la función del VD. La excursión sistólica anular de la válvula tricúspide (TAPSE) es otra medida común utilizada en la ETE para evaluar la función del VD (figura 29).

El modo M en ETE supera las limitaciones con respecto a la alineación del tejido y permite la medición intraoperatoria de TAPSE. El tamaño del VD refleja la sobrecarga del VD y la dilatación puede deberse a aumentos agudos o crónicos de la poscarga. La hipertrofia del VD y la dilatación de la aurícula derecha pueden ayudar a distinguir entre procesos crónicos y agudos. El movimiento del tabique interventricular, observado en la vista de eje corto transgástrico, puede indicar una sobrecarga de volumen del VD con un desplazamiento hacia la izquierda durante el final de la diástole y durante el final de la sístole y si se presenta a principios de la diástole, este refleja una sobrecarga de presión. (Meineri, 2016)

**FIGURA 29. MEDICIÓN DEL TAPSE**



Fuente: Vegas, 2018.

Los indicadores ecocardiográficos de insuficiencia del VD incluyen, una forma y movimiento anómalos del tabique, hipocinesia o acinesia de la pared libre ventricular, pérdida de la forma triangular/medialuna característica del VD y un TAPSE reducido. La evaluación cualitativa de la pared libre y el movimiento septal suele ser suficiente (Fayad y Shillcutt, 2017). La evaluación visual de la contractilidad del VD se realiza en la vista de 4 cámaras. El movimiento hacia adentro de la pared libre del VD es un hallazgo normal en un VD que funciona sin alteraciones. La presencia de dilatación del VD y deterioro sistólico sugiere una disfunción grave y clínicamente significativa del VD. La relación entre el tamaño del VD y el VI, también conocida como "índice VD/VI", se utiliza para evaluar visualmente la función del VD comparando el volumen o el diámetro del ventrículo derecho con el del ventrículo izquierdo. Un índice

VD/VI normal es de aproximadamente 0,6, mientras que un índice VD/VI mayor o igual a 1,0 es indicativo de dilatación grave del VD. (Trauzeddel *et al.*, 2020)

La evaluación ecocardiográfica al lado de la cama de la función del corazón derecho es fundamental en el manejo de la insuficiencia cardíaca derecha. El ventrículo derecho es más sensible a la poscarga que el ventrículo izquierdo debido a su menor elastancia sistólica. La excursión sistólica del plano anular tricuspídeo (TAPSE) es un marcador útil de la función del VD y este depende menos de la precarga comparado con otras medidas. La TAPSE se puede medir con la vista ME 4C. Para medir TAPSE, el cursor de modo M se coloca a través del anillo lateral de la válvula tricúspide y se mide la distancia longitudinal del movimiento anular durante la sístole (figura 28).

Se debe utilizar la vista que ofrezca una alineación longitudinal óptima. TAPSE es un parámetro confiable y fácil de obtener para evaluar la contracción general del VD, con un valor normal superior a 16 mm. La imagen con Doppler tisular que utiliza la velocidad del anillo tricuspídeo lateral es una herramienta útil para detectar la disfunción del VD en forma temprana. Una velocidad de s' inferior a 11,5 cm/s predice disfunción del VD (fracción de eyección del VD inferior al 45 %) con una sensibilidad del 90 % y una especificidad del 85 %. En la práctica diaria, una s' de 10 cm/s es un umbral útil y fácil de recordar para diferenciar entre función sistólica del VD normal y anormal. (Porter *et al.*, 2015 y McLean, 2016)

La medición de rutina del diámetro interno del VD en diástole (RVIDD) y el cambio de área fraccional se pueden realizar usando la vista ME 4C. Para garantizar la estandarización, RVIDD y la relación RVIDD/LVIDD deben medirse en el punto más ancho del ventrículo derecho en el plano 4C. Si bien los valores normales y anormales de la tensión longitudinal no se han establecido por completo, este parámetro se ha utilizado para realizar un seguimiento de la función sistólica del VD durante el tratamiento de la hipertensión pulmonar. (Porter *et al.*, 2015 y Strumwasser *et al.*, 2016)

La falla del VD puede ser una causa principal en los estados de choque, que puede ocurrir después de un infarto agudo del VD o un cor pulmonale agudo (ACP). El ACP se caracteriza por la dilatación del VD y el movimiento paradójico del tabique interventricular, que se produce debido a un aumento repentino de la poscarga del VD, que a menudo se observa en condiciones como la embolia pulmonar o el síndrome de

distrés respiratorio agudo (SDRA). El ACP en SDRA se asocia con mal pronóstico. Aunque el infarto aislado del VD es raro, alrededor de un tercio de los infartos inferiores-posteriores involucran al VD. Los hallazgos en ETE pueden revelar dilatación del ventrículo derecho, hipocinesia, acinesia o discinesia de la pared libre del ventrículo derecho, movimiento paradójico del tabique interventricular e interauricular, agrandamiento y disfunción de la aurícula derecha, regurgitación tricuspídea, comunicación interventricular y derivación a través de un foramen oval permeable. (Boissier *et al.*, 2020).

#### 7.2.6 Valoración valvular

Las enfermedades valvulares se pueden detectar fácilmente utilizando ecocardiografía 2D, Doppler espectral e imágenes de flujo en color, que son métodos estándar empleados en la práctica clínica y bien definidos en la literatura y las guías de manejo. Sin embargo, determinar la extensión de la estenosis valvular y medir las áreas del chorro de flujo de color está determinado por la habilidad del operador y el equipo utilizado. Estos aspectos técnicos están más allá del alcance de una evaluación hemodinámica. (Guarracino y Bertini, 2014). En el entorno agudo, es necesario un examen básico de las válvulas para comenzar un tratamiento oportuno y este debe poder ser realizado por personas con habilidades básicas. Una evaluación más detallada de las válvulas puede ser realizada en un momento posterior por médicos con mayor experiencia en evaluación de válvulas y con habilidades avanzadas en ecocardiografía. (McLean, 2016 y Reeves *et al.*, 2013)

Durante el examen hemodinámico, las válvulas se evalúan visualmente para determinar si se abren y cierran con normalidad y para detectar cualquier anomalía morfológica. Si se observan valvas delgadas con apertura y cierre normales y sin flujo turbulento en la valoración con Doppler color en al menos dos cortes transversales, se puede descartar una disfunción valvular hemodinámicamente significativa. Por otro lado, si se observa una válvula engrosada o calcificada con apertura limitada, se puede sospechar una estenosis importante, sobre todo si hay aceleraciones de flujo anterógrado o turbulencias en el Doppler color. Además, si hay un movimiento

exagerado de las valvas o un defecto de coaptación visible durante el cierre de la válvula, y un chorro de color ancho y turbulento (conocido como "vena contracta") que representa un flujo hacia atrás significativo, se puede sospechar una regurgitación significativa. (Trauzeddel *et al.*, 2020)

### 7.3 Poscarga

La vasodilatación periférica es un factor importante en el estado de choque séptico y, aunque la ecocardiografía no puede medirlo directamente, los hallazgos cardíacos pueden proporcionar pistas sobre su presencia. En estados de choque circulatorio, la presencia de un ventrículo izquierdo hiperdinámico y bien lleno suele ser indicativo de una vasodilatación periférica marcada. (McLean, 2016)

La medición del diámetro del tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI) permite calcular el área, que luego se puede usar con el VTI del TSVI y la frecuencia cardíaca para determinar el volumen sistólico (VS) y el gasto cardíaco (GC). Además, los índices de colapsabilidad de la vena cava inferior (VCI) se pueden usar para estimar la presión de la aurícula derecha y las mediciones de la presión arterial en el brazo se pueden usar para calcular la presión arterial media (PAM). Usando estos valores, la resistencia vascular sistémica (RVS) en unidades de Wood se puede calcular de la siguiente manera:  $RVS = (PAM - \text{presión aurícula derecha en mm Hg o PVC}) / GC$  en L/min. Para convertir este valor a unidades RVS convencionales en dinas x seg/cm<sup>5</sup>, se multiplica por 80. (Porter *et al.*, 2015).

La poscarga se puede caracterizar mediante un modelo de dos partes denominado modelo de Windkessel, que combina el componente pulsátil de la carga arterial (distensibilidad o capacitancia arterial) con un componente constante conocido como resistencia vascular sistémica ( $RVS = 80 \times (PAM - PVC) / GC$ ). La distensibilidad arterial (C) se calcula como VS/presión de pulso. La elastancia arterial efectiva (Ea) es otra medida de la poscarga, que a menudo se pasa por alto. Esta representa la relación entre la presión sistólica final y el VS y toma en cuenta los componentes pulsátil y constante de la poscarga, considerando el sistema arterial como un único volumen

elástico. Ea está influenciada por la RVS, la frecuencia cardíaca y las propiedades elásticas del sistema arterial. (Pang *et al.*, 2019).

# CÁPITULO 8. APLICABILIDAD EN LOS DIFERENTES TIPOS DE CIRUGÍA NO CARDÍACA

## 8.1 Cirugía de trasplante

### 8.1.1 Trasplante hepático

El manejo perioperatorio de los pacientes con trasplante hepático presenta desafíos únicos debido a su mayor riesgo de sobrecarga de volumen o hipoperfusión tisular. La presencia de miocardiopatía cirrótica y resistencia vascular sistémica anormal complica aún más el manejo de líquidos y medicamentos en estos pacientes. Se ha encontrado que la ecocardiografía transesofágica es valiosa en el diagnóstico de trombos intra-cardíacos, embolia pulmonar, isquemia miocárdica, taponamiento cardíaco, insuficiencia cardíaca derecha aguda y movimiento anterior sistólico de la válvula mitral anterior durante el trasplante de hígado, incluso cuando se realizan otros controles hemodinámicos. La guía de la ETE para detectar y manejar estos problemas ha sido ampliamente adoptada, por más del 85% de los anestesiólogos de trasplante encuestados en 30 programas de trasplante en los Estados Unidos. (Porter *et al.*, 2015 y Feltracco *et al.*, 2012).

La realización ETE de forma limitada en la vista esofágica superior, puede ser beneficiosa para controlar la fluidoterapia, monitorear la función miocárdica e identificar complicaciones intraoperatorias, como insuficiencia cardíaca, incluso en presencia de patología esofágica distal. Durante el trasplante de hígado, la ETE se puede utilizar para evaluar la función miocárdica a lo largo de las diferentes etapas del procedimiento quirúrgico, como lo son la fase de disección, la derivación veno-venoso, la fase anhepática y la fase de reperfusión. (Prabhu y George, 2014).

La ecocardiografía transesofágica se utiliza cada vez más en comparación con los catéteres de arteria pulmonar o en lugar de estos, para el manejo intraoperatorio durante el trasplante hepático ortotópico. Esto se debe en parte a la mayor conciencia de los hallazgos en la ETE intraoperatorios que pueden proporcionar información

valiosa no detectada por los catéteres de arteria pulmonar. Los estudios han demostrado que hasta un 88% de los pacientes que se someten a un trasplante hepático ortotópico tienen al menos un hallazgo anormal de ETE intraoperatorio. Esta evaluación dinámica de la función cardíaca y el estado del volumen proporcionada por ETE ayuda a guiar el proceso de toma de decisiones del anestesiólogo al seleccionar diversas intervenciones durante la cirugía. Como resultado, numerosas asociaciones de anestesiología internacionales han recomendado el uso de la monitorización con ETE durante el trasplante hepático ortotópico para optimizar la atención al paciente. (Hofer *et al.*, 2020)

La Asociación Estadounidense para el Estudio de Enfermedades del Hígado (AASLD) recomienda el uso de ecocardiografía transesofágica en todos los candidatos a trasplante de hígado para la valoración de diversos parámetros cardíacos. Esto incluye evaluar el tamaño de las cavidades, la hipertrofia, la función sistólica y diastólica, la función valvular y la obstrucción del tracto de salida del ventrículo izquierdo. La ETE puede proporcionar información valiosa sobre el estado cardíaco de los candidatos a trasplante de hígado, lo que ayuda a identificar anomalías o problemas potenciales que pueden afectar el manejo perioperatorio y los resultados de los pacientes. Al proporcionar una evaluación cardíaca detallada y en tiempo real, la ETE puede ayudar a optimizar la atención del paciente durante la fase de evaluación y preparación para el trasplante de hígado. (Vetrugno *et al.*, 2017)

La proximidad de la sonda ETE al hígado durante el trasplante hepático es una ventaja significativa, ya que permite el examen interno del hígado sin interrumpir el procedimiento quirúrgico. Además, la ETE es muy sensible para detectar pequeños cambios en la velocidad del flujo sanguíneo en las venas hepáticas. Esto es particularmente valioso en pacientes que se someten a un trasplante de hígado, ya que el síndrome de reperfusión puede ser peligroso y la evaluación visual del corazón es crucial para una intervención oportuna. (Vetrugno *et al.*, 2017)

Algunas de las ventajas reconocidas de la ETE incluyen: su capacidad para proporcionar una evaluación visual global rápida, sus riesgos mínimos, su capacidad para identificar rápidamente la disfunción del ventrículo derecho y su capacidad para

visualizar directamente la embolización de aire del lado derecho, durante la fase de reperfusión. (Feltracco *et al.*, 2012)

Una limitación del uso de ETE como un sistema de monitoreo intraoperatorio exclusivo es que el posicionamiento de la sonda puede verse obstaculizado, particularmente la vista de eje corto transgástrico, debido al desplazamiento del estómago por los retractores quirúrgicos. Esto puede resultar en que ciertas regiones del corazón y los grandes vasos tengan una mala visualización, y solo la vista de 4 cámaras esté disponible para estimar la precarga y la contractilidad. Además, aunque la ETE tiene imágenes de diagnóstico avanzadas, existe la posibilidad de una interpretación errónea, ya que los anestesiólogos inexpertos pueden confundir una anatomía desconocida pero normal con una anormal. Sin embargo, la mayoría de estas limitaciones pueden superarse mediante una formación adecuada de los anestesiólogos. (Feltracco *et al.*, 2012).

La evaluación en tiempo real de la precarga y la función ventricular, la evaluación cualitativa rápida de la eyección ventricular, la detección de nuevas anomalías en el movimiento de la pared miocárdica, la presencia de derrames pleurales y del foramen oval permeable, así como la evaluación de la idoneidad de las intervenciones en pacientes cirróticos hemodinámicamente inestables, pueden dar como resultado un mejor impacto en el manejo intraoperatorio cuando se utiliza ETE. (Feltracco *et al.*, 2012)

### 8.1.2 Trasplante renal

No existen revisiones sistemáticas extensas sobre el papel de la monitorización con ETE en cirugía de trasplante renal, y existen datos limitados que demuestran su valor añadido en la evaluación del volumen y el tratamiento de la lesión por reperfusión en comparación con la monitorización de la presión venosa central. Las guías de la Sociedad Americana de Ecocardiografía sugieren que el uso de ETE como una herramienta de monitoreo para la función sistólica y diastólica del VI y el VD debe considerarse solo en presencia de enfermedad cardiovascular coexistente. (Porter *et al.*, 2015).

### 8.1.3 Trasplante pulmonar

La ETE se ha empleado con éxito durante el trasplante de pulmón para ayudar en el manejo de la hemodinámica y la identificación de posibles causas de hipotensión e hipoxia, como derivaciones intracardíacas no reconocidas. Además, se ha recomendado la ETE para la evaluación de las anastomosis vasculares después de la implantación del injerto. (Meineri, 2016)

En el trasplante pulmonar, la ETE se utiliza para evaluar la función ventricular, el estado del volumen, las anastomosis quirúrgicas, los trombos en la arteria pulmonar y los defectos cardíacos congénitos concurrentes. La ETE también puede ayudar en el proceso de selección de donantes. Durante el trasplante de pulmón secuencial único, la ETE sirve como un monitor hemodinámico para evaluar el impacto de la ventilación de un solo pulmón y el pinzamiento de la arteria pulmonar, y para guiar la necesidad de apoyo extracorpóreo después del trasplante. (Prabhu y George, 2014)

En el contexto de la monitorización ecocardiográfica durante el trasplante pulmonar, existe un acuerdo generalizado de que la ETE desempeña un papel crucial en la monitorización de la función sistólica del VD durante y después del procedimiento de trasplante. La identificación temprana de los cambios en la contractilidad del VD es importante para permitir el inicio oportuno de intervenciones como el soporte inotrópico o los vasodilatadores pulmonares inhalados antes de que ocurra un compromiso hemodinámico significativo. La ETE también se utiliza para monitorear las venas pulmonares en busca de estenosis potenciales que pueden surgir de la trombosis en los sitios de anastomosis. (Porter *et al.*, 2015).

## 8.2 Cirugía vascular mayor

Se sabe que los pacientes que se someten a cirugía vascular tienen un mayor riesgo de sufrir eventos cardiovasculares debido a la alta prevalencia de enfermedad coronaria y la naturaleza invasiva de los procedimientos. Como resultado, la inestabilidad hemodinámica intraoperatoria no es infrecuente en esta población de pacientes, y esto ha llevado al uso de la ETE intraoperatorio en muchos centros

médicos para monitorear y manejar mejor estos cambios hemodinámicos (Meineri, 2016). El pinzamiento directo de los vasos principales durante la cirugía vascular puede dar lugar a un aumento súbito y significativo de las condiciones de carga cardíaca, lo que podría provocar inestabilidad hemodinámica, insuficiencia ventricular, isquemia miocárdica e hipoperfusión de órganos diana. Los índices ecocardiográficos, se pueden usar para monitorear los efectos del pinzamiento cruzado de la aorta o la vena cava en la función diastólica y sistólica.

Estudios previos han demostrado que la ETE es más sensible que los catéteres de arteria pulmonar para detectar alteraciones en la función sistólica y diastólica durante el pinzamiento cruzado de la aorta. Los índices ecocardiográficos recomendados para detectar estos cambios dinámicos incluyen cambios en el gasto cardíaco, la fracción de eyección del ventrículo izquierdo, las dimensiones telediastólicas del ventrículo izquierdo, el movimiento regional de la pared miocárdica en la vista medio-papilar de eje corto transgástrico y los patrones de flujo Doppler transmitral. (Porter *et al.*, 2015)

La oclusión completa de la vena cava durante la cirugía vascular también puede provocar cambios significativos en la precarga y la poscarga cardíaca. La evaluación intraoperatoria del llenado ventricular, el movimiento de la pared y la función diastólica y sistólica, se pueden utilizar para guiar la terapia intraoperatoria médica durante el pinzamiento cruzado de la vena cava. Esto permite el control y la gestión en tiempo real de los cambios hemodinámicos para optimizar los resultados del paciente durante el procedimiento (Porter *et al.*, 2015). La ETE también es valiosa para obtener imágenes de la vena cava inferior durante la cirugía. Proporciona imágenes de alta calidad, lo que permite una evaluación detallada de la vena cava inferior que ha demostrado ser útil en cirugías que involucran la resección de tumores en la vena cava inferior. Esto resalta la utilidad de la ETE para proporcionar imágenes y orientación en tiempo real durante procedimientos quirúrgicos complejos que involucran la vena cava inferior. (Meineri, 2016)

El ETE es una herramienta valiosa para obtener imágenes de la aorta torácica en tiempo real durante los procedimientos vasculares. Proporciona imágenes de alta calidad, con la excepción de un punto ciego en la aorta ascendente distal debido al

bronquio principal izquierdo. Se ha demostrado que la ETE es más precisa que la angiografía para detectar lesiones aórticas menores e identificar el punto de entrada de las disecciones aórticas. Además, mediante ETE se puede evaluar el flujo de órganos diana, proporcionando información importante sobre la perfusión.

La ETE también se ha usado con éxito para guiar la colocación de estents endovasculares y se ha encontrado que es más sensible que la angiografía para detectar endo-fugas cuando se usan agentes de contraste ecocardiográficos. Esto destaca los beneficios potenciales de la ETE para ayudar en el diagnóstico y manejo de patologías aórticas durante los procedimientos vasculares (Meineri, 2016). También sirve como una valiosa herramienta de diagnóstico en cirugía vascular de emergencia, particularmente en casos de disección y ruptura aórtica. Permite obtener imágenes rápidas, precisas y portátiles, lo que ayuda a identificar la luz verdadera, la zona de despliegue óptima para la reparación aórtica endovascular y guía el despliegue de los estents. Además, la ETE se puede utilizar para detectar endofugas, que son complicaciones importantes que se deben monitorear después del procedimiento. (Prabhu y George, 2014)

### **8.3 Cirugía ortopédica y de columna**

Se ha demostrado que la ETE intraoperatoria documenta los fenómenos embólicos resultantes de la exposición de la médula ósea y el uso de cemento durante las cirugías de reemplazo de cadera. Esta población de pacientes típicamente consiste en pacientes de edad avanzada con múltiples comorbilidades. Debido a que la correlación entre los eventos embólicos detectados y los resultados negativos es pobre, actualmente, no se recomienda el uso rutinario de ETE para la cirugía de reemplazo de cadera. Sin embargo, en cirugía ortopédica, la ETE puede ser útil para evaluar el estado de volumen en pacientes que se someten a procedimientos en posición prona, donde las lecturas de la presión venosa central pueden no ser confiables. La ETE puede proporcionar un mejor control y evaluación del estado hemodinámico en tales casos, lo que podría ayudar a optimizar el manejo de estos pacientes durante la cirugía. (Meineri, 2016).

La ETE intraoperatoria está indicada como procedimiento de rescate en cirugías como la artroplastia de cadera, la cirugía de columna y la artroplastia de rodilla, que se asocian con un riesgo significativo de embolia de cemento y grasa. Durante el fresado intramedular y la colocación de micropartículas, puede ocurrir hipotensión, alteración entre ventilación y perfusión, hipoxemia, embolia pulmonar y colapso cardíaco. La ETE intraoperatoria se puede utilizar para monitorear microémbolos y detectar derivaciones intracardíacas a través de un foramen oval permeable usando Doppler color.

Los cambios en la función del VD debido a los aumentos agudos en la resistencia vascular pulmonar también se pueden evaluar mediante mediciones como TAPSE, VTI de la válvula pulmonar y velocidad máxima del jet regurgitante tricuspídeo. Los émbolos grasos, que pueden causar disfunción neurológica, también se pueden visualizar mediante ETE durante la artroplastia de cadera. La ETE también se ha utilizado para detectar eventos tromboembólicos durante la cirugía de la columna cervical, a pesar de su uso limitado en dichos entornos. La ETE intraoperatorio es una herramienta valiosa para monitorear y detectar eventos embólicos durante cirugías de alto riesgo, permitiendo una intervención y manejo tempranos y de esta manera optimizar los resultados de los pacientes. (Porter *et al.*, 2015).

#### **8.4 Neurocirugía**

La monitorización intraoperatoria con ETE durante neurocirugía se utiliza principalmente en un entorno de rescate. Debido al riesgo potencial de embolia gaseosa venosa durante la neurocirugía, la Sociedad Estadounidense de Anestesiólogos ha clasificado el uso de ETE intraoperatorio como categoría B, con un respaldo equívoco para tales procedimientos. La monitorización intraoperatoria incluye la evaluación del tabique interauricular mediante Doppler color y contraste de solución salina agitada para evaluar el riesgo de embolia paradójica asociada con un foramen oval permeable. La evaluación Doppler de las presiones pulmonares del lado derecho y la evaluación 2D de la función del VD también se pueden utilizar para detectar cambios en respuesta a la carga embólica del aire venoso, particularmente en procedimientos realizados en posición sentada (Porter *et al.*, 2015).

La embolia gaseosa venosa (EAV) es un evento frecuente durante las craneotomías realizadas en posición sentada, con una incidencia reportada de hasta el 76%. Si bien la mayoría de las EAV son pequeñas y clínicamente insignificantes, las consecuencias de la EAV masiva y la embolia paradójica a través de un foramen oval permeable pueden ser graves. Por lo tanto, la detección temprana y el tratamiento rápido son cruciales en el manejo de la EAV durante los procedimientos de craneotomía (Reeves *et al.*, 2013). La presencia de un foramen oval permeable no es infrecuente y se ha informado con una incidencia que oscila entre el 10% y el 35% en la población general adulta. Identificar la presencia de un foramen oval permeable se vuelve crucial para minimizar el riesgo de embolia gaseosa paradójica, especialmente durante los procedimientos realizados en posición sentada, ya que puede servir como una ruta potencial para que los émbolos crucen de la circulación venosa a la arterial. (Meineri, 2016).

Se recomienda una evaluación intraoperatoria continua para detectar la presencia de atrapamiento de aire en las cavidades del lado derecho del corazón cuando existe un mayor riesgo de embolia paradójica. La detección temprana de estas complicaciones, junto con evaluaciones cualitativas y cuantitativas cuidadosas de la función sistólica del ventrículo derecho, pueden ser de gran ayuda para prevenir el deterioro hemodinámico y permitir intervenciones farmacológicas o quirúrgicas oportunas. Cabe señalar que, si bien la monitorización con ecocardiografía transesofágica es útil para evaluar la neurocirugía en posición sentada, ha habido informes de edema y necrosis de la lengua, asociados con la monitorización con ETE en esta posición. Se necesitan más estudios controlados para determinar el papel beneficioso de la monitorización transesofágica en este contexto. (Porter *et al.*, 2015)

## **8.5 Cirugía torácica**

El uso de la ecocardiografía transesofágica y la monitorización hemodinámica no invasiva se ha estudiado ampliamente en varios procedimientos quirúrgicos, pero hay datos limitados específicamente en el contexto de la cirugía torácica. La ETE es útil para guiar la terapia de reanimación, y se usa comúnmente en cirugías torácicas que

involucran derivación cardio-pulmonar, trasplante de pulmón o cuando existen preocupaciones sobre el deterioro de la función cardíaca. Las pautas existentes se basan principalmente en opiniones de expertos, y solo unos pocos estudios han investigado los beneficios potenciales de la ETE en cirugías torácicas comunes. (Kim *et al.*, 2021)

La ecocardiografía transesofágica intraoperatoria es beneficiosa en pacientes con enfermedad respiratoria preexistente y función ventricular derecha alterada que se someten a una cirugía torácica no cardíaca. Tanto la disfunción del ventrículo derecho como la disfunción diastólica del ventrículo izquierdo se han identificado como factores de riesgo para arritmias auriculares después de la cirugía torácica. Recientemente, la ETE se ha utilizado para evaluar el impacto de diferentes estrategias de ventilación unipulmonar en el ventrículo derecho durante la cirugía. Se ha observado que la función ventricular derecha puede verse menos afectada por la ventilación controlada por presión en comparación con la ventilación mecánica controlada por volumen. (Prabhu y George, 2014).

Una revisión sistemática ha determinado que la ecocardiografía transesofágica puede detectar de manera efectiva la hipertensión pulmonar en pacientes al medir el tiempo de aceleración de la arteria pulmonar y que se compara de manera adecuada con la medición estándar de oro usando un catéter en la arteria pulmonar. Sin embargo, la evaluación de la función ventricular derecha con ETE ha sido un desafío debido a la ubicación anterior del ventrículo derecho en la cavidad torácica. No obstante, se han desarrollado avances tecnológicos y métodos más nuevos para calcular la función del ventrículo derecho superando algunas de estas limitaciones. (Kim *et al.*, 2021).

## **8.6 Cirugía de emergencia**

La ecocardiografía de rescate se ha utilizado con eficacia en pacientes de cirugía no cardíaca con enfermedades sistémicas graves que presentan desafíos hemodinámicos. Además de proporcionar un diagnóstico, la ecocardiografía de rescate ha influido en las decisiones farmacológicas y de fluidoterapia, así como en

intervenciones guiadas de emergencia como el drenaje pericárdico, la intervención coronaria percutánea y la trombectomía pulmonar. La ETE también es útil para identificar la causa de la inestabilidad hemodinámica en pacientes traumatizados que no responden a la reposición de líquidos. Puede ayudar a diagnosticar afecciones cardíacas preexistentes y lesiones torácicas traumáticas, aunque debe tenerse en cuenta que el riesgo de ruptura de vísceras relacionada con la sonda puede aumentar en casos de volúmenes gástricos elevados o lesiones esofágicas asociadas a traumatismos. (Prabhu y George, 2014)

El diagnóstico rápido y la intervención oportuna son cruciales en los casos de trauma para optimizar los resultados del paciente. La ultrasonografía ha sido reconocida durante mucho tiempo como una herramienta valiosa en la literatura sobre trauma. La ETE proporciona una opción de diagnóstico portátil que permite un diagnóstico rápido y preciso de afecciones como derrames pericárdicos, lesiones aórticas traumáticas y contusiones cardíacas. Muchas publicaciones respaldan el uso de ETE en casos de lesión aórtica traumática debido a su seguridad, portabilidad y alta precisión diagnóstica. Sin embargo, es importante señalar que la ETE puede tener limitaciones para visualizar la aorta ascendente distal y el arco aórtico. Además, el diagnóstico de contusiones cardíacas puede ser complicado y limitado, ya que no existe una única prueba diagnóstica para esta afección. (Reeves *et al.*, 2013)

Las directrices del Consejo Europeo de Reanimación recomiendan integrar la ecocardiografía focalizada (FoCUS) en el algoritmo de soporte vital avanzado para identificar posibles causas reversibles de paro cardíaco, actividad eléctrica sin pulso y ayudar en la decisión de interrumpir la reanimación cardiopulmonar. Sin embargo, la ecocardiografía transtorácica tiene limitaciones para obtener ventanas cardíacas adecuadas dentro de las breves pausas en las compresiones durante las comprobaciones del ritmo. Los desafíos comunes incluyen la insuflación de aire en el estómago durante la ventilación pulmonar, la presencia de electrodos de desfibrilación, dispositivos de compresión cardíaca automatizados y otros equipos de monitoreo.

Estas limitaciones podrían superarse mediante la incorporación de ecocardiografía transesofágica. La ETE ofrece varias ventajas en cuidados intensivos, incluidas excelentes ventanas acústicas debido a la proximidad de la sonda en el

esófago o el estómago al corazón. También permite una mejor identificación de la disección aórtica y puede guiar la canulación para soporte vital extracorpóreo (ECLS). Además, se puede realizar durante la reanimación cardiopulmonar sin interrumpir las compresiones torácicas, lo que proporciona apoyo continuo para mejorar la calidad de la RCP y ayudar a decidir cuándo interrumpir la reanimación. (Nazrian *et al.*, 2020)

Numerosos artículos han documentado la utilización de ETE en casos de paro cardíaco que ocurren durante procedimientos quirúrgicos. La embolia o trombo pulmonar se ha identificado como la causa más común de paro cardíaco en este contexto, representando el 31% de los casos. La ETE desempeña un papel crucial no solo en el diagnóstico de la afección, sino también en la orientación de las decisiones de tratamiento en función de la gravedad de la embolia pulmonar. Además, se emplea la utilización de ETE para optimizar los esfuerzos de reanimación durante la cirugía mediante la evaluación de la respuesta a los líquidos y la función cardíaca. Aunque el impacto de la utilización de ETE en los resultados de supervivencia sigue siendo incierto, su utilización proporciona información valiosa durante el manejo de estos pacientes. (Parker *et al.*, 2018)

## **8.7 Cirugía obstétrica**

La enfermedad cardiovascular es la principal causa de mortalidad materna en los países en desarrollo. La utilización de la ETE como herramienta de seguimiento de la inestabilidad hemodinámica aguda y severa durante el período periparto se ha informado principalmente en estudios de casos. La ETE se ha empleado en pacientes obstétricas de alto riesgo con condiciones como hipertensión pulmonar o cardiopatías congénitas, así como en el diagnóstico de embolia masiva de líquido amniótico. (Prabhu y George, 2014)

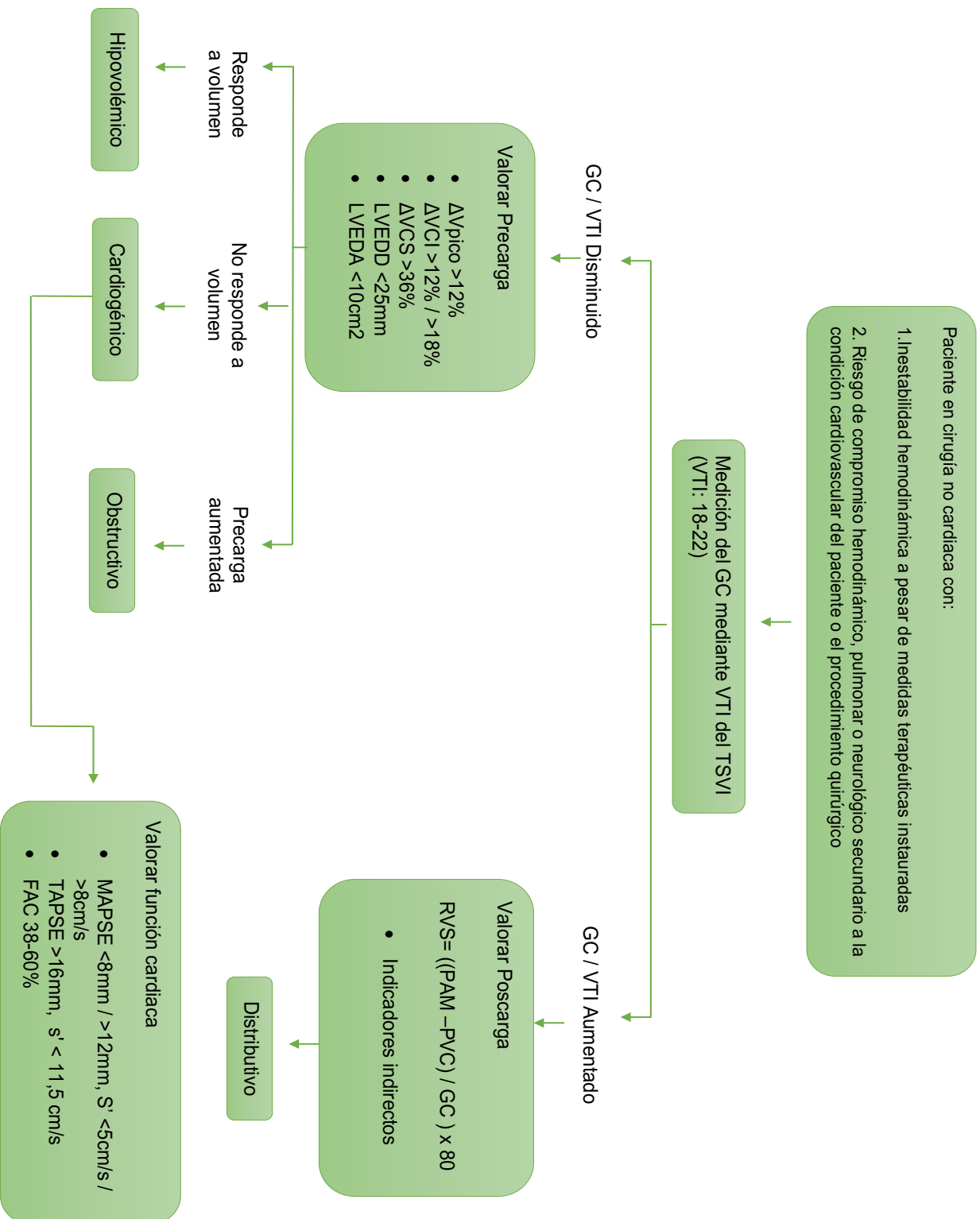
La población obstétrica moderna enfrenta desafíos cada vez mayores con comorbilidades como obesidad mórbida, hipertensión, enfermedad coronaria, diabetes y disfunción hepática. Los avances en las tecnologías de reproducción asistida y las terapias médicas y quirúrgicas han hecho posible el embarazo de mujeres con afecciones médicas significativas que antes se consideraban contraindicaciones. La

creciente incidencia de partos quirúrgicos ha llevado a mayores riesgos de implantación placentaria anormal y hemorragia materna subsiguiente. Existen riesgos poco comunes pero significativos de embolia, que incluyen: aire, líquido amniótico y trombos, que pueden afectar la hemodinámica materna. Estos factores aumentan colectivamente el riesgo de inestabilidad hemodinámica periparto en las pacientes obstétricas.

Los beneficios de la ETE para el diagnóstico de patologías y el control del funcionamiento cardíaco son ampliamente reconocidos y se reflejan en las guías de manejo. Recientemente, se ha documentado el uso de ETE de emergencia o de rescate en el manejo de pacientes con inestabilidad hemodinámica aguda o paro cardíaco. Un estudio reciente de Mhyre *et al.* reveló que las causas más comunes de paro cardíaco durante el embarazo fueron hipovolemia por hemorragia, insuficiencia cardíaca, embolia de líquido amniótico y sepsis.

La guía que proporciona la ETE de emergencia desempeña un papel crucial en la identificación de la etiología y el manejo de pacientes obstétricas que experimentan hipotensión refractaria o paro cardíaco. La capacidad de evaluar de forma rápida y continua el funcionamiento cardíaco, determinar la necesidad de una intervención quirúrgica cardíaca y monitorear la efectividad de los esfuerzos de reanimación en curso es fundamental para dirigir intervenciones eficientes y definitivas en esta población. (Burrage *et al.*, 2015).

# FICHA TÉCNICA



## DISCUSIÓN

El uso de la ecocardiografía transesofágica como método de monitorización hemodinámica perioperatoria ha presentado un interés creciente en los últimos años. Sin embargo, a la fecha no existe un documento consenso que describa la manera de realizar una secuencia de valoración hemodinámica en pacientes sometidos a cirugías no cardíacas. Se han publicado guías que recomiendan una metodología para la realización de un examen ETE básico y así promover la capacitación en ecocardiografía básica que permita identificar alteraciones hemodinámicas y evaluar las medidas terapéuticas implementadas.

La monitorización hemodinámica tradicional con catéter en la arteria pulmonar, proporciona información incompleta sobre el rendimiento ventricular, los gradientes de presión y la función valvular. Por el contrario, la ETE con modo Doppler soluciona estos problemas y proporciona importantes variables para la monitorización hemodinámica de manera no invasiva. Además, ha demostrado ser una herramienta valiosa en el diagnóstico y manejo de pacientes en estado de choque, particularmente en casos en que se desconoce inicialmente la etiología o que esta es multifactorial.

Los estados de choque siguen contribuyendo significativamente a la morbi-mortalidad de los pacientes hospitalizados por lo que, diagnosticar correctamente el tipo de choque circulatorio y monitorizar la eficacia del tratamiento empleado es esencial para mejorar el pronóstico de estos pacientes. Aunque no existe un método de monitorización ideal en estos pacientes, la ETE ha demostrado ser eficaz en el monitoreo intraoperatorio, proporcionando información en tiempo real sobre el estado hemodinámico y ayudando a la toma de decisiones.

A pesar de los avances en la ETE sobre su utilización fuera de la cirugía cardíaca, existe una falta de capacitación adecuada de los anestesiólogos en el estudio ecocardiográfico básico. La ecocardiografía básica y cualitativa ha demostrado ser útil para la valoración y manejo de pacientes con inestabilidad hemodinámica. La realización de ecocardiografía transesofágica requiere tanto de conocimientos teóricos como de habilidades prácticas para la toma e interpretación de imágenes. En Estados Unidos, por un lado, el programa de entrenamiento en ecocardiografía transesofágica

avanzada se ofrece como parte de la subespecialidad en anestesiología cardiovascular o como un programa de entrenamiento de un año (*fellowship*) en ecocardiografía. Por otra parte, el entrenamiento en ecocardiografía transesofágica básica en Estados Unidos, carece de un programa de entrenamiento como tal o de un periodo de tiempo necesario.

Los anesthesiólogos generales que deseen certificarse en ecocardiografía transesofágica básica deben realizar un total de 150 estudios de manera supervisada y aprobar un examen para obtener el certificado por la Junta Nacional Estadounidense de Ecocardiografía (NBE). Posterior a la obtención de la certificación en ecocardiografía transesofágica básica, se recomienda a los anesthesiólogos la realización de un mínimo de 25 estudios anuales para mantener sus competencias. En Canadá, la Asociación de Anesthesiólogos Canadienses, solicita un entrenamiento supervisado durante seis y tres meses y la realización de un mínimo de 300 y 150 estudios para la certificación en ETE avanzada y básica respectivamente. Por su parte, la Asociación Europea de Anesthesiólogos Cardiotorácicos solicita la realización de un entrenamiento supervisado (sin una duración en específico) y de 125 estudios ecocardiográficos para la certificación en ecocardiografía transesofágica. (Meineri, 2016)

Los sistemas de monitorización cardiovascular tienen un papel vital en la optimización del manejo hemodinámico perioperatorio. Si bien el uso de dispositivos de monitorización hemodinámica per se no se ha relacionado directamente con mejores resultados, la medición e interpretación adecuadas de las variables cardiovasculares, incluidas las derivadas de la ETE, pueden ayudar a guiar las intervenciones terapéuticas y mejorar los resultados de los pacientes. Es importante comprender las ventajas y limitaciones tanto del método de monitorización como de los parámetros utilizados para poder brindar un manejo efectivo al paciente.

## CONCLUSIONES

La popularidad y el uso de la ultrasonografía han aumentado en las últimas décadas entre el personal no radiólogo para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades a la cabecera del paciente. La ecocardiografía transesofágica no es una excepción, ya que cada vez se utiliza más en situaciones distintas a la cirugía cardiovascular. La implementación de protocolos de ecocardiografía transesofágica básica y para la toma de decisiones ha aumentado su utilización por parte de profesionales no cardiólogos como los anestesiólogos en el periodo perioperatorio y médicos intensivistas en las unidades de cuidado intensivo.

El conocimiento de la fisiología cardiovascular y la fisiopatología del estado de choque son fundamentales para la realización de un adecuado monitoreo hemodinámico intraoperatorio y la interpretación del mismo.

El entendimiento de los principios ultrasonográficos, así como, de las indicaciones, contraindicaciones y complicaciones de la ecocardiografía transesofágica son un pilar esencial para realizar de manera segura y adecuada una monitorización hemodinámica intraoperatoria con ecocardiografía transesofágica.

En la actualidad, la utilización de ecocardiografía transesofágica intraoperatoria como método de monitorización hemodinámica tiene dos principales indicaciones, la utilización en cirugías donde la condición cardiovascular del paciente o el procedimiento quirúrgico puedan propiciar un compromiso hemodinámico, pulmonar o neurológico severo y en casos donde persiste la inestabilidad circulatoria a pesar de haber instaurado una terapia correctiva (Reeve *et al.*, 2013).

La utilización de ecocardiografía transesofágica como herramienta para el manejo hemodinámico intraoperatorio no solo permite la obtención de variables estáticas y dinámicas para la toma de decisiones, sino que, permite la visualización directa de las estructuras y funcionamiento cardíaco para una valoración más fisiopatológica de la inestabilidad hemodinámica.

La evidencia actual apoya la realización de una valoración básica y cualitativa para la toma de decisiones en casos de inestabilidad hemodinámica. La realización de una valoración con ecocardiografía transesofágica de manera cuantitativa provee una

valoración hemodinámica más precisa, funcional y completa en comparación con la cualitativa; sin embargo, esta requiere de mayor entrenamiento por parte del personal y podría ser menos práctica y rápida en situaciones de emergencia.

## BIBLIOGRAFÍA

- Backer, D. D., Cholley, B. P., Slama, M., Vieillard-Baron, A., & Vignon, P. (2011). *Hemodynamic Monitoring Using Echocardiography in the Critically Ill*. Springer.
- Beigel, R., Cercek, B., Arsanjani, R., & Siegel, R. J. (2014). Echocardiography in the use of noninvasive hemodynamic monitoring. *Journal of Critical Care*, 29(1), 184.e1-184.e8. <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2013.09.003>
- Boissier, F., Bagate, F., & Dessap, A. M. (2020). Hemodynamic monitoring using trans esophageal echocardiography in patients with shock. *Annals of Translational Medicine*, 8(12), 791-791. <https://doi.org/10.21037/atm-2020-hdm-23>
- Bose, E. L., Hravnak, M., & Pinsky, M. R. (2015). The Interface Between Monitoring and Physiology at the Bedside. *Critical Care Clinics*, 31(1), 1-24. <https://doi.org/10.1016/j.ccc.2014.08.001>
- Boyd, J. H., & Sirounis, D. (2016). Assessment of adequacy of volume resuscitation. *Current Opinion in Critical Care*, 22(5), 424-427. <https://doi.org/10.1097/mcc.0000000000000344>
- Boyd, J. H., Sirounis, D., Maizel, J., & Slama, M. (2016). Echocardiography as a guide for fluid management. *Critical Care*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-016-1407-1>
- Boyd, J. H., & Walley, K. R. (2009). The role of echocardiography in hemodynamic monitoring. *Current Opinion in Critical Care*, 15(3), 239-243. <https://doi.org/10.1097/mcc.0b013e32832b1fd0>

- Burrage, P., Shernan, S., Tsen, L., Fox, J., Wilusz, K., Eltzschig, H., & Hilberath, J. (2015). Emergent transesophageal echocardiography in hemodynamically unstable obstetric patients. *International Journal of Obstetric Anesthesia*, 24(2), 131-136. <https://doi.org/10.1016/j.ijoa.2014.12.007>
- Callison, S. A. R., Gannon, I., & Zisblatt, L. (2018). Introductory Experience in Transesophageal Echocardiography for Anesthesiology Residents. *MedEdPORTAL*, 14. [https://doi.org/10.15766/mep\\_2374-8265.10666](https://doi.org/10.15766/mep_2374-8265.10666)
- Carsetti, A., Watson, X., & Cecconi, M. (2016). Haemodynamic coherence in perioperative setting. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 30(4), 445-452. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2016.10.007>
- Cecconi, M., De Backer, D., Antonelli, M., Beale, R., Bakker, J., Hofer, C., Jaeschke, R., Mebazaa, A., Pinsky, M. R., Teboul, J. L., Vincent, J. L., & Rhodes, A. (2014). Consensus on circulatory shock and hemodynamic monitoring. Task force of the European Society of Intensive Care Medicine. *Intensive Care Medicine*, 40(12), 1795-1815. <https://doi.org/10.1007/s00134-014-3525-z>
- Cove, M. E., & Pinsky, M. R. (2012). Perioperative hemodynamic monitoring. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 26(4), 453-462. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2012.10.003>
- De Backer, D., Aissaoui, N., Cecconi, M., Chew, M. S., Denault, A., Hajjar, L., Hernandez, G., Messina, A., Myatra, S. N., Ostermann, M., Pinsky, M. R., Teboul, J. L., Vignon, P., Vincent, J. L., & Monnet, X. (2022). How can assessing hemodynamics help to assess volume status? *Intensive Care Medicine*, 48(10), 1482-1494. <https://doi.org/10.1007/s00134-022-06808-9>

- Denault, A., Vegas, A., Lamarche, Y., Tardif, J., & Couture, P. (2017). *Basic Transesophageal and Critical Care Ultrasound*. CRC Press.
- Downs, E. A., & Isbell, J. M. (2014). Impact of hemodynamic monitoring on clinical outcomes. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 28(4), 463-476. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2014.09.009>
- Fabio, G., & Pietro, B. (2014). Perioperative haemodynamic management. *Current Opinion in Critical Care*, 20(4), 431-437. <https://doi.org/10.1097/mcc.0000000000000111>
- Fayad, A., & Shillcutt, S. K. (2017). Perioperative transesophageal echocardiography for non-cardiac surgery. *Canadian Journal of Anesthesia/Journal canadien d'anesthésie*, 65(4), 381-398. <https://doi.org/10.1007/s12630-017-1017-7>
- Fayad, A., Shillcutt, S., Meineri, M., Ruddy, T. D., & Ansari, M. T. (2018). Comparative Effectiveness and Harms of Intraoperative Transesophageal Echocardiography in Noncardiac Surgery: A Systematic Review. *Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 22(2), 122-136. <https://doi.org/10.1177/1089253218756756>
- Feltracco, P., Biancofiore, G., Ori, C., Saner, F. H., & Della Rocca, G. (2012). Limits and pitfalls of haemodynamic monitoring systems in liver transplantation surgery. *Minerva Anestesiologica*, 78(12), 1372-1384.
- Fleisher, L. A., Fleischmann, K. E., Auerbach, A. D., Barnason, S. A., Beckman, J. A., Bozkurt, B., Davila-Roman, V. G., Gerhard-Herman, M. D., Holly, T. A., Kane, G. C., Marine, J. E., Nelson, M. T., Spencer, C. C., Thompson, A., Ting, H. H., Uretsky, B. F., & Wijeyesundera, D. N. (2014). 2014 ACC/AHA Guideline on Perioperative Cardiovascular Evaluation and Management of

- Patients Undergoing Noncardiac Surgery. *Circulation*, 130(24).  
<https://doi.org/10.1161/cir.000000000000106>
- Flick, M., Kouz, K., Chew, M. S., & Saugel, B. (2022). Haemodynamic monitoring in circulatory shock — in a nutshell. *Anaesthesia Critical Care & Pain Medicine*, 41(1), 101003. <https://doi.org/10.1016/j.accpm.2021.101003>
- French, W. B., & Scott, M. (2022). Fluid and Hemodynamics. *Anesthesiology Clinics*, 40(1), 59-71. <https://doi.org/10.1016/j.anclin.2021.11.002>
- Futier, E., Lefrant, J. Y., Guinot, P. G., Godet, T., Lorne, E., Cuvillon, P., Bertran, S., Leone, M., Pastene, B., Piriou, V., Molliex, S., Albanese, J., Julia, J. M., Tavernier, B., Imhoff, E., Bazin, J. E., Constantin, J. M., Pereira, B., & Jaber, S. (2017). Effect of Individualized vs Standard Blood Pressure Management Strategies on Postoperative Organ Dysfunction Among High-Risk Patients Undergoing Major Surgery. *JAMA*, 318(14), 1346. <https://doi.org/10.1001/jama.2017.14172>
- García, X., Mateu, L., Maynar, J., Mercadal, J., Ochagavía, A., & Ferrandiz, A. (2011). Estimating cardiac output. Utility in the clinical practice. Available invasive and non-invasive monitoring. *Medicina Intensiva (English Edition)*, 35(9), 552-561. <https://doi.org/10.1016/j.medine.2012.01.001>
- Gaubert, M., Laine, M., Resseguier, N., Aissaoui, N., Puymirat, E., Lemesle, G., Michelet, P., Hraiech, S., Lévy, B., Delmas, C., & Bonello, L. (2020). Hemodynamic Profiles of Cardiogenic Shock Depending on Their Etiology. *Journal of Clinical Medicine*, 9(11), 3384. <https://doi.org/10.3390/jcm9113384>
- Giraud, R., & Bendjelid, K. (2016). *Hemodynamic Monitoring in the ICU*. Springer.

- Gouveia, V., Marcelino, P., & A. Reuter, D. (2011). The Role of Transesophageal Echocardiography in the Intraoperative Period. *Current Cardiology Reviews*, 7(3), 184-196. <https://doi.org/10.2174/157340311798220511>
- Gutierrez, M. C., Liu, H., & Moore, P. G. (2013). Goal-directed therapy in intraoperative fluid and hemodynamic management. *The Journal of Biomedical Research*, 27(5), 357. <https://doi.org/10.7555/jbr.27.20120128>
- Hahn, R. T., Abraham, T., Adams, M. S., Bruce, C. J., Glas, K. E., Lang, R. M., Reeves, S. T., Shanewise, J. S., Siu, S. C., Stewart, W., & Picard, M. H. (2013). Guidelines for Performing a Comprehensive Transesophageal Echocardiographic Examination: Recommendations from the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 26(9), 921-964. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2013.07.009>
- Halvorsen, S., Mehilli, J., Cassese, S., Hall, T. S., Abdelhamid, M., Barbato, E., De Hert, S., de Laval, I., Geisler, T., Hinterbuchner, L., Ibanez, B., Lenarczyk, R., Mansmann, U. R., McGreavy, P., Mueller, C., Muneretto, C., Niessner, A., Potpara, T. S., Ristić, A., . . . Zakirov, N. (2022). 2022 ESC Guidelines on cardiovascular assessment and management of patients undergoing non-cardiac surgery. *European Heart Journal*, 43(39), 3826-3924. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehac270>
- Hamilton, M. A., Cecconi, M., & Rhodes, A. (2011). A Systematic Review and Meta-Analysis on the Use of Preemptive Hemodynamic Intervention to Improve Postoperative Outcomes in Moderate and High-Risk Surgical Patients.

*Anesthesia & Analgesia*, 112(6), 1392-1402.  
<https://doi.org/10.1213/ane.0b013e3181eeaae5>

Hofer, R. E., Vogt, M. N., Taner, T., & Findlay, J. Y. (2020). Influence of Intraoperative Transesophageal Echocardiography and Pulmonary Artery Catheter Monitoring on Outcomes in Liver Transplantation. *Transplantation Direct*, 6(2), e525. <https://doi.org/10.1097/txd.0000000000000972>

Huang, S. J. (2019). Measuring cardiac output at the bedside. *Current Opinion in Critical Care*, 25(3), 266-272.  
<https://doi.org/10.1097/mcc.0000000000000599>

Jasudavisius, A., Arellano, R., Martin, J., McConnell, B., & Bainbridge, D. (2015). A systematic review of transthoracic and transesophageal echocardiography in non-cardiac surgery: implications for point-of-care ultrasound education in the operating room. *Canadian Journal of Anesthesia/Journal canadien d'anesthésie*, 63(4), 480-487. <https://doi.org/10.1007/s12630-015-0524-7>

Jozwiak, M., Monnet, X., & Teboul, J. L. (2018). Less or more hemodynamic monitoring in critically ill patients. *Current Opinion in Critical Care*, 24(4), 309-315.  
<https://doi.org/10.1097/mcc.0000000000000516>

Kelly, N., Esteve, R., Papadimos, T. J., Sharpe, R. P., Keeney, S. A., DeQuevedo, R., Portner, M., Bahner, D. P., & Stawicki, S. P. (2015). Clinician-performed ultrasound in hemodynamic and cardiac assessment: a synopsis of current indications and limitations. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 41(5), 469-480. <https://doi.org/10.1007/s00068-014-0492-6>

Kim, K. K., Krause, M., Brandes, I. F., Khanna, A. K., & Bartels, K. (2020). Transesophageal echocardiography for perioperative management in

thoracic surgery. *Current Opinion in Anaesthesiology*, 34(1), 7-12.  
<https://doi.org/10.1097/aco.0000000000000947>

Kislitsina, O. N., Rich, J. D., Wilcox, J. E., Pham, D. T., Churyla, A., Vorovich, E. B., Ghafourian, K., & Yancy, C. W. (2019). Shock – Classification and Pathophysiological Principles of Therapeutics. *Current Cardiology Reviews*, 15(2), 102-113. <https://doi.org/10.2174/1573403x15666181212125024>

Kobayashi, M., Huttin, O., Donal, E., Duarte, K., Hubert, A., Le Breton, H., Galli, E., Fournet, M., Mabo, P., Schnell, F., Leclercq, C., Rossignol, P., & Girerd, N. (2020). Association of estimated plasma volume status with hemodynamic and echocardiographic parameters. *Clinical Research in Cardiology*, 109(8), 1060-1069. <https://doi.org/10.1007/s00392-020-01599-9>

Kratz, T., M, C. D., M, E., Timmesfeld, N., Zoremba, M., Wulf, H., & Steinfeldt, T. (2015). Focused intraoperative transthoracic echocardiography by anesthesiologists: a feasibility study. *Minerva Anestesiologica*, 81(5), 490-496.

Lumb, P. D., & Karakitsos, D. (2014). *Critical Care Ultrasound*. Elsevier Gezondheidszorg.

Magder, S. (2015). Invasive Hemodynamic Monitoring. *Critical Care Clinics*, 31(1), 67-87. <https://doi.org/10.1016/j.ccc.2014.08.004>

Magder, S. (2018). The meaning of blood pressure. *Critical Care*, 22(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-018-2171-1>

Maheshwari, K., Khanna, S., Bajracharya, G. R., Makarova, N., Riter, Q., Raza, S., Cywinski, J. B., Argalious, M., Kurz, A., & Sessler, D. I. (2018). A Randomized Trial of Continuous Noninvasive Blood Pressure Monitoring

- During Noncardiac Surgery. *Anesthesia & Analgesia*, 127(2), 424-431.  
<https://doi.org/10.1213/ane.0000000000003482>
- Majumdar, M. (2017). Haemodynamic Monitoring in the Intensive Care Unit. *Intensive Care*. <https://doi.org/10.5772/intechopen.68591>
- Maxwell, C., Konoske, R., & Mark, J. (2016). Emerging Concepts in Transesophageal Echocardiography. *F1000Research*, 5, 340.  
<https://doi.org/10.12688/f1000research.7169.1>
- McLean, A. S. (2016). Echocardiography in shock management. *Critical Care*, 20(1).  
<https://doi.org/10.1186/s13054-016-1401-7>
- Meineri, M. (2016). Transesophageal echocardiography: what the anesthesiologist has to know. *Minerva Anestesiologica*, 82(8), 895-907.
- Michard, F., Futier, E., & Saugel, B. (2019). Shedding light on perioperative hemodynamic monitoring. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 34(4), 621-624. <https://doi.org/10.1007/s10877-019-00386-w>
- Nagre, A. (2019). Focus-assessed transthoracic echocardiography: Implications in perioperative and intensive care. *Annals of Cardiac Anaesthesia*, 22(3), 302.  
[https://doi.org/10.4103/aca.aca\\_88\\_18](https://doi.org/10.4103/aca.aca_88_18)
- Navas-Blanco, J. R., Louro, J., Reynolds, J., Epstein, R. H., & Dudaryk, R. (2020). Intraoperative Focused Cardiac Ultrasound for Assessment of Hypotension: A Systematic Review. *Anesthesia & Analgesia*, 133(4), 852-859.  
<https://doi.org/10.1213/ane.0000000000005336>
- Nazarnia, S., & Subramaniam, K. (2016). Role of Simulation in Perioperative Echocardiography Training. *Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 21(1), 81-94. <https://doi.org/10.1177/1089253216655874>

- Nazerian, P., De Stefano, G., Albano, G., Gaspari, V., Bevilacqua, S., Campagnolo, V., Stefano, P., & Grifoni, S. (2020). Transesophageal echocardiography (TEE) in cardiac arrest: results of a hands-on training for a simplified TEE protocol. *The Ultrasound Journal*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/s13089-020-00189-0>
- Nowack, T., & Christie, D. B. (2019). Ultrasound in trauma resuscitation and critical care with hemodynamic transesophageal echocardiography guidance. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 87(1), 234-239. <https://doi.org/10.1097/ta.0000000000002310>
- Otto, C. M. (2018). *Textbook of Clinical Echocardiography*. Elsevier Gezondheidszorg.
- Pang, Q., Hendrickx, J., Liu, H. L., & Poelaert, J. (2019). Contemporary perioperative haemodynamic monitoring. *Anaesthesiology Intensive Therapy*, 51(2), 147-158. <https://doi.org/10.5114/ait.2019.86279>
- Parker, B. K., Salerno, A., & Euerle, B. D. (2018). The Use of Transesophageal Echocardiography During Cardiac Arrest Resuscitation: A Literature Review. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 38(5), 1141-1151. <https://doi.org/10.1002/jum.14794>
- Patel, K. M., Desai, R. G., Trivedi, K., Neuburger, P. J., Krishnan, S., & Potestio, C. P. (2022). Complications of Transesophageal Echocardiography: A Review of Injuries, Risk Factors, and Management. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 36(8), 3292-3302. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2022.02.015>
- Perrino, A. C., & Reeves, S. T. (2013). *A Practical Approach to Transesophageal Echocardiography*. Wolters Kluwer.

- Persichini, R., Lai, C., Teboul, J. L., Adda, I., Guérin, L., & Monnet, X. (2022). Venous return and mean systemic filling pressure: physiology and clinical applications. *Critical Care*, 26(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-022-04024-x>
- Pinsky, M. R. (2015). Functional Hemodynamic Monitoring. *Critical Care Clinics*, 31(1), 89-111. <https://doi.org/10.1016/j.ccc.2014.08.005>
- Pinsky, M. R., Teboul, J. L., & Vincent, J. L. (2019). *Hemodynamic Monitoring*. Springer Publishing.
- Poelaert, J. (2015). Assessment of loading conditions with cardiac ultrasound. A comprehensive review. *Anestezjologia Intensywna Terapia*, 47(5), 464-470. <https://doi.org/10.5603/ait.a2015.0068>
- Poelaert, J., & Malbrain, M. L. (2018). Cardiac ultrasound: a true haemodynamic monitor? *Anestezjologia Intensywna Terapia*, 50(4), 303-310. <https://doi.org/10.5603/ait.a2017.0068>
- Porter, T. R., Shillcutt, S. K., Adams, M. S., Desjardins, G., Glas, K. E., Olson, J. J., & Troughton, R. W. (2015). Guidelines for the Use of Echocardiography as a Monitor for Therapeutic Intervention in Adults: A Report from the American Society of Echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 28(1), 40-56. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2014.09.009>
- Prabhu, M. R., & George, A. (2014). Transesophageal Monitoring in Anaesthesia: An Update. *Current Anesthesiology Reports*, 4(3), 261-273. <https://doi.org/10.1007/s40140-014-0071-8>
- Prabhu, S. J., Kanal, K., Bhargava, P., Vaidya, S., & Dighe, M. K. (2014). Ultrasound Artifacts. *Ultrasound Quarterly*, 30(2), 145-157. <https://doi.org/10.1097/ruq.0b013e3182a80d34>

- Prasad, V., Guerrisi, M., Dauri, M., Coniglione, F., Tisone, G., De Carolis, E., Cillis, A., Canichella, A., Toschi, N., & Heldt, T. (2017). Prediction of postoperative outcomes using intraoperative hemodynamic monitoring data. *Scientific Reports*, 7(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-017-16233-4>
- Raiten, J., Ahmed, N., Amatya, A., Sharma, A., Acharya, S., Lanahan, J., Werlhof, H., Ko, H. A., Tsui, C., Reza, T., Bajracharya, S., Hagen, O., & Shrestha, G. (2020). Perioperative Point-of-Care Ultrasound and Transesophageal Echocardiography in Resource- Limited Settings—A Focus on Nepal and Bangladesh. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 34(10), 2604-2610. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2020.06.017>
- Ramsingh, D., Alexander, B., & Cannesson, M. (2012). Clinical review: Does it matter which hemodynamic monitoring system is used? *Critical Care*, 17(2), 208. <https://doi.org/10.1186/cc11814>
- Reeves, S. T., Finley, A. C., Skubas, N. J., Swaminathan, M., Whitley, W. S., Glas, K. E., Hahn, R. T., Shanewise, J. S., Adams, M. S., & Shernan, S. K. (2013). Basic Perioperative Transesophageal Echocardiography Examination: A Consensus Statement of the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 26(5), 443-456. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2013.02.015>
- Renner, J., Scholz, J., & Bein, B. (2013). Monitoring cardiac function: Echocardiography, pulse contour analysis and beyond. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 27(2), 187-200. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2013.06.005>

- Ripollés, J., Espinosa, A., Martínez-Hurtado, E., Abad-Gurumeta, A., Casans-Francés, R., Fernández-Pérez, C., López-Timoneda, F., & Calvo-Vecino, J. M. (2016). Intraoperative goal directed hemodynamic therapy in noncardiac surgery: a systematic review and meta-analysis. *Brazilian Journal of Anesthesiology (English Edition)*, 66(5), 513-528. <https://doi.org/10.1016/j.bjane.2015.02.001>
- Ripollés-Melchor, J., Casans-Francés, R., Espinosa, A., Abad-Gurumeta, A., Feldheiser, A., López-Timoneda, F., & Calvo-Vecino, J. (2016). Terapia hemodinámica guiada por objetivos basada en parámetros de flujo con Doppler esofágico: revisión sistemática, metaanálisis y análisis secuencial de ensayos. *Revista Española de Anestesiología y Reanimación*, 63(7), 384-405. <https://doi.org/10.1016/j.redar.2015.07.009>
- Roshdy, A. (2017). Echodynamics: Interpretation, Limitations, and Clinical Integration! *Journal of Intensive Care Medicine*, 33(8), 439-446. <https://doi.org/10.1177/0885066617734151>
- Sangkum, L., Liu, G. L., Yu, L., Yan, H., Kaye, A. D., & Liu, H. (2016). Minimally invasive or noninvasive cardiac output measurement: an update. *Journal of Anesthesia*, 30(3), 461-480. <https://doi.org/10.1007/s00540-016-2154-9>
- Sarti, A., & Lorini, F. L. (2019). *Textbook of Echocardiography for Intensivists and Emergency Physicians*. Springer Publishing.
- Saugel, B., Flick, M., Bendjelid, K., Critchley, L. A. H., Vistisen, S. T., & Scheeren, T. W. L. (2019). Journal of clinical monitoring and computing end of year summary 2018: hemodynamic monitoring and management. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 33(2), 211-222. <https://doi.org/10.1007/s10877-019-00297-w>

- Saugel, B., Kouz, K., Scheeren, T. W., Greiwe, G., Hoppe, P., Romagnoli, S., & de Backer, D. (2021). Cardiac output estimation using pulse wave analysis—physiology, algorithms, and technologies: a narrative review. *British Journal of Anaesthesia*, *126*(1), 67-76. <https://doi.org/10.1016/j.bja.2020.09.049>
- Saugel, B., Vincent, J. L., & Wagner, J. Y. (2017). Personalized hemodynamic management. *Current Opinion in Critical Care*, *23*(4), 334-341. <https://doi.org/10.1097/mcc.0000000000000422>
- Schmidt, S., Dieks, J. K., Quintel, M., & Moerer, O. (2022). Hemodynamic profiling by critical care echocardiography could be more accurate than invasive techniques and help identify targets for treatment. *Scientific Reports*, *12*(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-11252-2>
- Shriki, J. (2014). Ultrasound Physics. *Critical Care Clinics*, *30*(1), 1-24. <https://doi.org/10.1016/j.ccc.2013.08.004>
- Simmons, J., & Ventetuolo, C. E. (2017). Cardiopulmonary monitoring of shock. *Current Opinion in Critical Care*, *23*(3), 223-231. <https://doi.org/10.1097/mcc.0000000000000407>
- Skubas, N. J. (2017). A Road Map to Assess Clinical Competency in Basic Transesophageal Echocardiography. *Anesthesiology*, *126*(4), 582-584. <https://doi.org/10.1097/aln.0000000000001539>
- Slama, M. (2020). *Echocardiography in ICU*. Springer Publishing.
- Smilowitz, N. R., & Berger, J. S. (2020). Perioperative Cardiovascular Risk Assessment and Management for Noncardiac Surgery. *JAMA*, *324*(3), 279. <https://doi.org/10.1001/jama.2020.7840>

- Solomon, S. D., Md, W. J., & Gillam, L. D. (2018). *Essential Echocardiography: A Companion to Braunwald's Heart Disease* (Illustrated). Elsevier.
- Standl, T., Annecke, T., Cascorbi, I., Heller, A. R., Sabashnikov, A., & Teske, W. (2018). The Nomenclature, Definition and Distinction of Types of Shock. *Deutsches Ärzteblatt international*. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2018.0757>
- Strumwasser, A., Frankel, H., Murthi, S., Clark, D., & Kirton, O. (2016). Hemodynamic monitoring of the injured patient. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 80(3), 499-510. <https://doi.org/10.1097/ta.0000000000000938>
- Suess, E., & Pinsky, M. (2015). Hemodynamic Monitoring for the Evaluation and Treatment of Shock: What Is the Current State of the Art? *Seminars in Respiratory and Critical Care Medicine*, 36(06), 890-898. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1564874>
- Trauzeddel, R. F., Ertmer, M., Nordine, M., Groesdonk, H. V., Michels, G., Pfister, R., Reuter, D., Scheeren, T. W. L., Berger, C., & Treskatsch, S. (2020). Perioperative echocardiography-guided hemodynamic therapy in high-risk patients: a practical expert approach of hemodynamically focused echocardiography. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 35(2), 229-243. <https://doi.org/10.1007/s10877-020-00534-7>
- VanDyck, T. J., & Pinsky, M. R. (2021). Hemodynamic monitoring in cardiogenic shock. *Current Opinion in Critical Care*, 27(4), 454-459. <https://doi.org/10.1097/mcc.0000000000000838>
- Vegas, A. (2018). Perioperative Two-Dimensional Transesophageal Echocardiography: A Practical Handbook. Springer.

- Vetrugno, L., Barbariol, F., Baccarani, U., Forfori, F., Volpicelli, G., & Della Rocca, G. (2017). Transesophageal echocardiography in orthotopic liver transplantation: a comprehensive intraoperative monitoring tool. *Critical Ultrasound Journal*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/s13089-017-0067-y>
- Vignon, P., Merz, T. M., & Vieillard-Baron, A. (2017). Ten reasons for performing hemodynamic monitoring using transesophageal echocardiography. *Intensive Care Medicine*, 43(7), 1048-1051. <https://doi.org/10.1007/s00134-017-4716-1>
- Vignon, P., Repessé, X., Bégot, E., Léger, J., Jacob, C., Bouferrache, K., Slama, M., Prat, G., & Vieillard-Baron, A. (2017). Comparison of Echocardiographic Indices Used to Predict Fluid Responsiveness in Ventilated Patients. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 195(8), 1022-1032. <https://doi.org/10.1164/rccm.201604-0844oc>
- Vincent, J. L., & De Backer, D. (2013). Circulatory Shock. *New England Journal of Medicine*, 369(18), 1726-1734. <https://doi.org/10.1056/nejmra1208943>
- Vincent, J. L., Pelosi, P., Pearse, R., Payen, D., Perel, A., Hoefft, A., Romagnoli, S., Ranieri, V. M., Ichai, C., Forget, P., Rocca, G. D., & Rhodes, A. (2015). Perioperative cardiovascular monitoring of high-risk patients: a consensus of 12. *Critical Care*, 19(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-015-0932-7>
- Watson, X., & Cecconi, M. (2017). Haemodynamic monitoring in the peri-operative period: the past, the present and the future. *Anaesthesia*, 72, 7-15. <https://doi.org/10.1111/anae.13737>
- Yamada, T., Vacas, S., Gricourt, Y., & Cannesson, M. (2018). Improving Perioperative Outcomes Through Minimally Invasive and Non-invasive Hemodynamic

Monitoring Techniques. *Frontiers in Medicine*, 5.

<https://doi.org/10.3389/fmed.2018.00144>