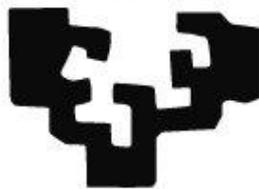


Monitorización Avanzada en el Posoperatorio de las Cardiopatías Congénitas

Tesis doctoral

2012

eman ta zabal zazu



Universidad
del País Vasco

Euskal Herriko
Unibertsitatea

FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE PEDIATRÍA

Javier Gil Antón



Universidad
del País Vasco

Euskal Herriko
Unibertsitatea



MEDIKUNTZA ETA ODONTOLOGIA FAKULTATEA
FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE PEDIATRIA

Tesis doctoral

Monitorización Avanzada en el Posoperatorio de las Cardiopatías Congénitas

*Monitorización Hemodinámica Avanzada en el
Posoperatorio de Cardiopatías Congénitas mediante
Termodilución Transpulmonar y
Espectroscopia Cercana al Infrarrojo*

Director: Juan Carlos Vitoria Cormenzana

*Javier Gil Antón
Bilbao 2012*

Índice

<i>Dedicatorias</i>	8
<i>Abreviaturas</i>	10
1. Introducción	13
1.1. Interés de la monitorización hemodinámica en el PO de CCV	14
1.2. Dificultad de la valoración del GC y nuevos instrumentos aplicables en pediatría	16
1.3. Fundamentos de la TDTP. El sistema PiCCO	20
1.4. Valoración de los datos hemodinámicos con PiCCO	25
1.5. Experiencia del sistema PiCCO en adultos	29
1.6. Experiencia del dispositivo PiCCO en pediatría	31
1.7. Los volúmenes intravasculares y el agua extravascular pulmonar en pediatría	34
1.8. Experiencia en el uso de PiCCO en PO de CCV en pediatría	37
1.9. Situaciones especiales en TDTP	39
1.10. La espectroscopia cercana al infrarrojo (NIRS) somática y cerebral	41

2. Hipótesis y objetivos	47
2.1. Hipótesis principal	48
2.2. Hipótesis secundarias	50
2.3. Objetivos del estudio	51
3. Material y métodos	53
3.1. Ámbito del estudio	54
3.2. Criterios de inclusión	54
3.3. Criterios de exclusión	54
3.4. Metodología	55
3.5. Variables a registrar	58
3.6. Definición de las complicaciones	58
3.7. Recogida de datos y análisis estadístico	61
3.8. Aspectos éticos	61

4. Resultados	62
4.1 Descripción de la población y muestra del estudio, aplicabilidad del dispositivo y complicaciones	63
4.1.1. Población de estudio	63
4.1.2. Muestra del estudio	67
4.1.3. Aplicabilidad	70
4.1.4. Complicaciones	71
4.2 Correlación entre los valores de índice cardiaco continuo (ICC) con el IC obtenido mediante TDTP femoral.	73
4.3 Parámetros de monitorización hemodinámica	77
4.3.1 Parámetros en relación al gasto cardiaco	77
4.3.2. Parámetros de poscarga	79
4.3.3. Parámetros de precarga	80
4.3.4. Parámetros de edema pulmonar	81
4.3.5 Parámetros clásicos	86
4.3.6 Valores globales de monitorización y bajo gasto	88
4.4 Detección de bajo gasto mediante TDTP y su correlación con la evolución del paciente	89

4.5 Factores de riesgo de bajo gasto	93
4.6 Correlación de los parámetros de monitorización hemodinámica con el gasto cardiaco	95
4.6.1: Determinantes del índice cardiaco	95
4.6.2 Correlación entre la monitorización mediante TDTP y los parámetros clásicos	97
4.6.3 Efecto de la hipovolemia	98
4.6.4 Efecto de la vasoconstricción cardiaca	102
4.7 Determinantes hemodinámicos relacionados con IC entre 3 y 5 l/min/m ²	104
4.8 Valores de monitorización por espectroscopia mediante sistema INVOS ^R . Correlación con SatvcO ₂ e IC	108
4.8.1 Descripción de la muestra	108
4.8.2 Registro de valores de rSO ₂	108
4.8.3 Correlación con SvcO ₂	109
4.8.4 Correlación con parámetros de PiCCO	113
4.8.5 Detección del bajo gasto	117

5. Discusión	120
5.1 Población de estudio, muestra, aplicabilidad y complicaciones	126
5.2 Correlación ICC – IC	135
5.3 Parámetros de monitorización	137
5.4 Detección de bajo gasto: la importancia de mantener el IC	144
5.5 Factores de riesgo de bajo gasto	145
5.6 Determinantes del IC: valor de la precarga y de la poscarga	146
5.7 El IC ideal: 3-5 L/min/m ² y sus determinantes	150
5.8 Espectroscopia somática y cerebral: INVOS ^R : correlación con SvcO ₂ e IC	152
5.9 NIRS + PiCCO: monitorización complementaria	156
6. Conclusiones	158
7. Anexos	161
7.1. Anexo 1: Consentimiento informado	162
7.2. Anexo 2: Protocolo enfermería	163
7.3. Anexo 3: Hoja recogida de datos	166
7.4. Anexo 4: Hoja de impresión de datos Termodilución	167
7.5. Anexo 5: Protocolo de “Fast Track “	168
8. Bibliografía	171

Dedicatorias

Al profesor Juan Carlos Vitoria, director de esta tesis, por inculcarme el valor de la investigación junto a la clínica, sin cuyo estímulo esta labor no se habría concluido.

A mi maestro Julián Latorre, por enseñarme a ser médico intensivista sin dejar de ser persona.

A Teresa Hermana, por la confianza y las oportunidades.

A Julio, por haber encontrado un amigo entre los compañeros.

A Uxue, por el imprescindible combustible de su sonrisa, por ser prueba de que lo mejor que tenemos es gratis.

A Álvaro, por representar que la ilusión es la energía necesaria para lo imposible, por las partidas de Wii que nos debemos, por los premios que no merecemos.

A Esther, porque increíblemente sigue a mi lado, sin precisar ninguna demostración científica.

A mi ama, el primer médico que conocí, porque estuvo, está y estará.

A mi padre, por transmitirme el valor del esfuerzo y la responsabilidad, aunque con la sensatez no tuviera tanto éxito.

A Lekun, por señalarme el camino a las cumbres y a la fe, escogiendo el camino que va cuesta arriba.

A Jesús López-Herce y Antonio Rodríguez - Núñez por abrirme las puertas a la investigación compartida y sobre todo por su generosidad que hizo posible el Gil-Antón.

A la conexión cantábrica que consiguió que manejara el Reference Manager y no me ahogara con la citas.

A las residentes que me estimularon con preguntas que me hicieron buscar respuestas

A las enfermeras por su disponibilidad, profesionalidad y motivación, por ayudarme a recoger los datos y especialmente por aportar el lado humano y a veces divino.

Al equipo de Anestesia, Cirugía Cardíaca y Cardiología Infantil, imprescindibles en este estudio y en la asistencia diaria.

A J.M. Barrie, por darle a Peter una Wendy, por crear y creer en los sueños, en representación de todos los autores de cuentos para niños y eternos adolescentes.

A la Unidad de investigación del Hospital, especialmente a Lorea, por su amabilidad e imprescindible ayuda con la estadística.

A mis alumnos y alumnas de la Facultad, por ser la prueba de que hay gente que quiere complicarse la vida dedicándose a la medicina.

A los padres y madres de los pacientes objeto del estudio, en representación de todos los demás, su firma del consentimiento representa la confianza más profunda en otro ser humano.

A los niños y niñas ingresados en la UCIP, que nos recompensan con el infinito premio de ver su salud recuperada.

A mis compañeros intensivistas por colaborar en este proyecto, pero sobre todo por ser parte de un equipo que sigue rebelándose contra lo imposible con singular entusiasmo.

Abreviaturas

CC: Cardiopatía Congénita

CCV: Cirugía Cardiovascular

CEC: Circulación Extracorpórea

CFI: Cardiac Function Index - Índice de Función Cardíaca.

CVC: Catéter Venoso Central

Dp/dt max: máximo cambio de presión en el tiempo.

EVLWI: Extravascular Lung Water Index - Índice de Agua extravascular pulmonar

FC: Frecuencia Cardíaca

GC: Gasto Cardíaco

GEF: Global Ejection Fraction - Fracción de Eyección Global

GEDI: Global End Diastolic Index - Índice de Volumen Telediastólico global

GEDV: Global End Diastolic Volume- Volumen Telediastólico Global

Hb: Hemoglobina

IC: Índice Cardíaco

ICC: Índice Cardíaco Continuo

IFC: Índice de Función Cardíaca

IS: Índice Sistólico

ITBVI: Intrathoracic Blood Volume Index - Índice de Volumen de Sangre intratorácico

ITTV: Intrathoracic Thermal Volume - Volumen Termal Intratorácico

MUF: Membrane Ultrafiltration - Ultrafiltración de membrana

NIRS: Near InfraRed Spectroscopy - Espectroscopia Cercana al Infrarrojo

O₂: Oxígeno

PA: Presión Arterial

PAD: Presión Arterial Diastólica

PAM: Presión Arterial Media

PAS: Presión Arterial Sistólica

PBW: Predicted Body Weight - Peso Corporal Predicho

PCCI: Pulse Contour Cardiac Index – Índice Cardíaco por Onda de Pulso

PEEP: Positive End Expiratory Pressure - Presión teleespiratoria positiva

PiCCO: Pulse Induced Contour Cardiac Output - Gasto cardíaco por contorno de onda de pulso

PO: Posoperatorio

PPV: Pulse Pressure Variation- Variación de la Presión de Pulso

PRISM: Pediatric Risk of Mortality Score - Score de Riesgo de Mortalidad Pediátrico

PTV: Pulmonary Thermal Volume – Volumen Termal Pulmonar.

PVC: Presión Venosa Central

PVPI: Pulmonary Vascular Permeability Index - Índice de Permeabilidad Vascular Pulmonar

RACHS-1: Risk Adjustment for Congenital Heart Surgery 1 - Ajuste de Riesgo para la Cirugía Cardíaca Congénita 1

Qp: Flujo Pulmonar

Qs: Flujo Sistémico

rSO₂: Saturación regional de O₂

rSO₂a: Saturación regional de O₂ a nivel abdominal

rSO₂ r: Saturación regional de O₂ a nivel renal

rSO₂c: Saturación regional de O₂ a nivel cerebral

SaO₂ : Saturación arterial de oxígeno

SC: Superficie Corporal

SD: Standard Deviation – Desviación Estándar

SjO₂: Saturación del bulbo de la yugular

SvO₂: Saturación venosa de O₂

SvcO₂: Saturación venosa central de O₂

SvmO₂: Saturación venosa mixta de O₂

SVI: Stroke Volume Index – Índice sistólico (IS)

SVRI: Systemic Vascular Resistance Index –Índice de Resistencia Vascular Sistémica (IRVS)

SVV: Stroke Volume Variation - Variación del Volumen Latido

TPDD: Transpulmonary Double Dilution – Termodilución de Doble Indicador

TDTP: Termodilución Transpulmonar

UCI: Unidad de Cuidados Intensivos

UCIP: Unidad de Cuidados Intensivos Pediátricos

VM: Ventilación Mecánica

VS: Volumen Sistólico

La verdadera ciencia consiste en conocer que se sabe lo que realmente se sabe, y que se ignora lo que en verdad se ignora.

Confucio

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Interés de la monitorización hemodinámica en el posoperatorio de cirugía cardiovascular

El sometimiento de pacientes pediátricos a procedimientos quirúrgicos bajo cirugía extracorpórea (CEC) destinados a corregir cardiopatías congénitas (CC) puede producir una situación de disfunción miocárdica (sistólica y diastólica ¹) de origen multifactorial: respuesta inflamatoria, isquemia por parada cardíaca inducida, hipotermia, lesión de isquemia-reperfusión ² y ventriculotomía.³ Como consecuencia, la perfusión sistémica y el aporte de oxígeno a los tejidos se ven comprometidos a expensas fundamentalmente del descenso del flujo sanguíneo que el corazón es capaz de bombear a la circulación. Si bien un cierto descenso del gasto cardíaco (GC) ocurre de forma general ⁴ a las 6-18 horas del postoperatorio (PO), existe un porcentaje significativo de pacientes que no consigue mantener un GC mínimo ⁵, incluso con registros inferiores a 2 L/min/m² y que puede presentar secuelas fundamentalmente neurológicas o incluso evolucionar a muerte. ⁶

Si bien existen factores genéticos ^{7,8} y preoperatorios en los pacientes con cardiopatías que modifican su potencial de desarrollo, se ha referido en la literatura que los tiempos de CEC,^{9,10} de parada circulatoria, ^{11,12} y la SvO₂ postoperatoria ¹³ se relacionan directamente con la evolución neurológica. Además, el mantenimiento de un adecuado GC se asocia con la supervivencia, las complicaciones y el tiempo de permanencia en la UCI ¹⁴. Por otro lado, la propia duración del ingreso se ha relacionado con la evolución neurológica¹⁵, encontrándose asimismo, diversos factores (tiempo de soporte extracorpóreo, menor peso, presencia de bajo gasto postoperatorio), que son predictores de una estancia más prolongada en la UCI¹⁶. Poder monitorizar adecuadamente el GC permitiría detectar precozmente su deterioro, así como valorar la respuesta al tratamiento, permitiendo manejar terapias que, contribuyendo al mantenimiento de un adecuado GC, lo hicieran también a disminuir las complicaciones, acortar la estancia y mejorar el pronóstico neurológico.

Sin embargo, el auténtico centro de interés de la monitorización del shock está en el metabolismo tisular más allá de la macrocirculación. Dispositivos que permitieran conocer de forma inmediata y continua datos de circulación regional, serían de utilidad, ofertando información complementaria para una valoración hemodinámica más global. En concreto, la perfusión cerebral es especialmente sensible en los procedimientos terapéuticos en los niños con cardiopatías

congénitas y la afectación del neurodesarrollo se hace patente en los estudios de seguimiento neurológico ¹⁷, habiéndose referido una incidencia de complicaciones neurológicas mayores en torno a un 2,3 % ¹⁸. En esta línea, la disponibilidad de la espectroscopia cercana al infrarrojo (Near-infrared spectroscopy: NIRS) ofrecería un método no invasivo y de monitorización continua de la oxigenación tisular cerebral y somática.

Además, sería interesante determinar aquellos factores que impliquen una mayor posibilidad de sufrir bajo gasto y hagan especialmente recomendable una monitorización más estrecha, buscando la indicación en el empleo de estas tecnologías. En concreto, para el ámbito del estudio, la cirugía cardiaca de cardiopatías congénitas, se han postulado diversos factores implicados como el tiempo de CEC, duración de la parada cardiaca o el peso del paciente. Asimismo, se ha establecido respecto al riesgo quirúrgico de cada una de las malformaciones cardiacas, una clasificación en seis niveles relacionados con la mortalidad intrahospitalaria mediante un sistema denominado Risk Adjustment for Congenital Heart Surgery 1 (RACHS-1) acordado por un consenso de expertos norteamericanos y que supone una mortalidad asociada ascendente con cada nivel¹⁹.

Así, nos encontramos con la posibilidad tecnológica de contar con dispositivos de diferente grado de invasividad, que nos permitirían acceder a una monitorización más completa, añadiendo información a los parámetros clínicos, de laboratorio y de monitorización habitual de presiones que se ha venido realizando clásicamente. Aunque el empleo de estos monitores ya se cita como ayudas complementarias para la valoración del shock en el paciente cardiaco ²⁰, estas tecnologías habrán de ser aplicadas en función de la necesidad o riesgo de cada paciente en cada momento. A pesar de su aparente utilidad, hay que mencionar que aún carecen de la necesaria validación en los distintos escenarios de la práctica pediátrica intensiva.

Por último, es conveniente recordar que la adquisición de tecnología implica el riesgo de dirigir la atención al monitor, desviándola del paciente, y que aún no ha surgido el dispositivo que sustituya al examen físico secuencial como parámetro de evaluación de la efectividad de las decisiones terapéuticas ²¹, ni que reemplace el juicio medico basado en el conocimiento, la experiencia y la presencia junto a la cama del enfermo ²².

1.2. Dificultad de la valoración del gasto cardiaco y nuevos instrumentos aplicables en Pediatría

Mantener un adecuado estado fisiológico en cada paciente en relación a la hemodinámica es equivalente a procurar una adecuada perfusión y oxigenación tisular. Para ello es fundamental monitorizar el gasto cardiaco. Las características que el dispositivo ideal habría de cumplir son múltiples: precisión, reproducibilidad, rapidez, independencia del operador, facilidad de manejo, medición continua y escasa invasividad, etc. El problema de estimar el GC estriba en que actualmente no existen instrumentos suficientemente validados de monitorización objetiva aplicables al entorno del postoperatorio (PO) de CC. Habitualmente, son criterios clínicos junto con datos de monitorización de presiones y saturación venosa central quienes guían el manejo del PO de cirugía cardiovascular (CCV), habiendo sido el catéter de la arteria pulmonar un dispositivo escasamente utilizado en pediatría

La saturación venosa central es el parámetro analítico más utilizado para valorar el GC, pero su validez se ve influenciada por múltiples circunstancias que habitualmente se presentan en el PO de CCV²³, por lo que su utilidad es cuestionable.

En 1970 se introdujo el uso de los catéteres de la arteria pulmonar como instrumento fundamental para la monitorización del GC en diversos escenarios clínicos. Desde entonces ese ha sido el método de referencia con que comparar otros dispositivos. Si bien su uso en pediatría nunca llegó a extenderse debido a problemas de dificultad técnica para su colocación y ausencia de seguridad. En estas décadas ha sufrido diferentes evoluciones técnicas, pero básicamente se trata de un método de termodilución que permite conocer el GC del corazón derecho, mediante el análisis de la curva generada por la caída de temperatura que se registra en un sensor situado en el ventrículo derecho cuando se inyecta una cantidad de suero frío en el puerto situado en la aurícula derecha. Actualmente, existe una variante que evita la inyección de suero y utiliza un filamento térmico que, al calentarse periódicamente, provoca una curva de ascenso de temperatura, por lo que trataría de una termodilución caliente (Swan-Ganz Continuous Cardiac Output catheter^R. Edwards Lifesciences Corporation).

Hoy en día se cuestiona seriamente su utilidad clínica y seguridad en adultos,^{24, 25,}
²⁶ lo que ha llevado a su menor empleo. No obstante, se reivindica que pudiera tener un papel siempre que se cumpliera el requisito de poseer destreza en su manejo²⁷, así como que estrategias que lo utilizan como guía terapéutica asocian menor morbilidad²⁸. En el campo de la pediatría, una reciente revisión rechaza que este sistema incremente la mortalidad en niños y concluye que puede ser útil en casos de hipertensión pulmonar o shock refractario a fluidos y fármacos vasoactivos²⁹.

Por otro lado, nuevos avances tecnológicos han venido a ofertar nuevas posibilidades, que si bien en el ámbito del paciente adulto se están expandiendo con fuerza, aún deben de ser testados en el mundo de la pediatría antes de su implantación. En esta línea, contamos actualmente con un sistema de medición continua de gasto cardiaco mediante termodilución transpulmonar (TDTP) mediante la colocación de un catéter arterial femoral denominado PiCCO^R: Pulse Induced Contour Cardiac Output, - gasto cardiaco por análisis del contorno de la onda de pulso (Pulsion medical systems AG, Munich, Alemania). Esta innovación tecnológica podría ofertarnos una herramienta útil para guiar el manejo de estos pacientes, obviando los problemas de la inserción de un catéter en la arteria pulmonar.

El análisis de la onda de pulso es otro de los abordajes que pretenden aproximarnos a la estimación del GC, basándose en el hecho de que la relación entre el volumen impelido y la impedancia del sistema arterial genera la variación en la presión arterial (PA) respecto al tiempo. El PiCCO^R también se encuentra dentro de las tecnologías emergentes que utilizan el análisis de la onda de pulso para calcular el GC y que son dependientes de un sistema de calibración para valorar la impedancia del sistema, en este caso la TDTP mediante la inyección de suero frío. Las fórmulas utilizadas para ello han ido optimizándose con las nuevas versiones de software, que se ha ido incorporando en las diferentes evoluciones del dispositivo, pero se mantiene la limitación de requerir una nueva actualización mediante TDTP con suero frío para realizar la calibración, por lo que los datos continuos podrían no reflejar adecuadamente la situación del enfermo en cada momento. El otro dispositivo, denominado Pulse CO Hemodynamic Monitor (LiDCO, London, UK), precisa litio, lo que limita la posibilidad de recalibración por la dosis máxima de litio administrable diariamente. Además, se produce interferencia del sensor con los bloqueantes neuromusculares. Debido a que se

contraindica en menores de 40 kg, en pediatría no resulta interesante y su empleo se restringe al adulto^{30,31,32,33}. No obstante, se ha experimentado su uso en la sala de cateterismo en pacientes por encima de los 13 kg de peso, obteniendo una buena correlación de la medición del IC respecto a la termodilución mediante catéter en la arteria pulmonar³⁴.

Por otro lado, existen dispositivos que no precisan de calibración y también están basados en el análisis de la onda de pulso. FloTrac/ Vigileo^R, en combinación con un catéter de PVC, ofrece datos de GC e índice de resistencia vascular sistémica - Systemic Vascular Resistance Index (SVRI). Para la corrección de las diferencias en la complianza arterial se basa en datos demográficos (peso, altura, edad y sexo)³⁵ y sólo tiene indicación en pacientes adultos según información del propio fabricante (Edwards Lifesciences). Más prometedor aparece el Mostcare^R (Vytech Health, Padova, Italy) que no requiere datos antropométricos. Su cálculo del GC se hace mediante el análisis morfológico del componente continuo y pulsátil de la onda de pulso arterial basándose en el sistema PRAM (Pressure Recording Analytical Method), fundamentado en la teoría de las perturbaciones y con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, 10 veces superior a otros dispositivos³⁶. Sus ventajas se basan en la escasa invasividad, siendo factible su aplicación sobre cualquier catéter arterial incluso radial, pero es muy dependiente de la calidad de la onda, debiendo evitarse los fenómenos de resonancia y atenuación. Aunque está autorizado su uso en pediatría, no conocemos estudios de aplicación clínica, si bien ha sido validada en un estudio piloto en 48 pacientes de una UCIP italiana (ninguno cardiaco) su capacidad de medir el GC frente a ecocardiografía doppler³⁷.

Precisamente la ecografía doppler, aunque con larga trayectoria,^{38,39,40,41} tampoco posee evidencia suficiente para establecerse como monitor de GC⁴² y es altamente dependiente de la pericia del operador. De todas formas, en el caso de los pacientes intervenidos de CC la ecocardiografía es imprescindible para el diagnóstico de complicaciones como el taponamiento cardiaco y descartar lesiones residuales. Si bien la ventana acústica puede estar limitada por la manipulación asociada a la cirugía, valorar el volumen latido a través de la medición de la fracción de eyección está al alcance del intensivista⁴³. El método recomendado de para el cálculo es el denominado de Simpson, y que se realiza trazando la superficie endomiocárdica del ventrículo izquierdo en telesístole y telediástole⁴⁴. No obstante, estos valores se ven influenciados por la situación de precarga, la

geometría ventricular y el ángulo de adquisición de las imágenes, por lo que no debieran ser tomados como absolutos, sino en relación al estado del paciente y sobre todo son útiles para valorar la evolución o respuesta del paciente ⁴⁵.

Otros métodos alternativos son la medición de la concentración transcutánea de verde indocianino ^{46,47,48} y la bioimpedancia eléctrica, ambos carecen de la validación necesaria en la clínica pediátrica ⁴⁹. En concreto, un estudio experimental de shock hemorrágico en un modelo pediátrico recientemente publicado no encontró correlación de la medición del IC mediante la biorreactancia frente a la termodilución en arteria pulmonar ⁵⁰.

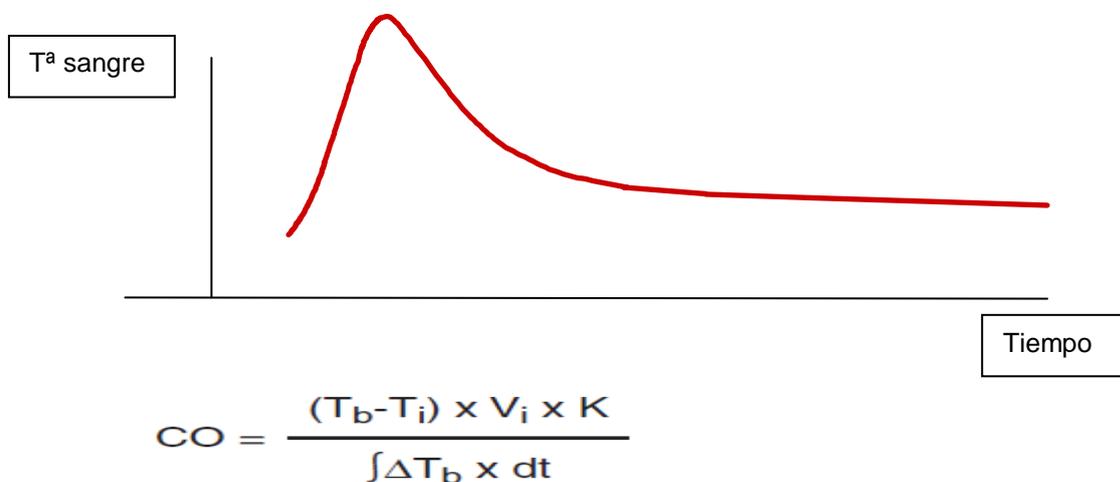
Con la aparición de estos dispositivos se ha vuelto a poner en tela de juicio la idoneidad de la monitorización tradicional utilizada en pacientes pediátricos, ya que se ha demostrado que estos registros clásicos no se corresponden a la valoración instrumental del índice cardiaco (IC) mediante PiCCO^R. Asimismo, habitualmente tampoco se valoran adecuadamente sus determinantes como son el estado de la precarga y la poscarga ⁵¹. Mientras tanto, estas nuevas tecnologías avanzan en su aplicación en Unidades de adultos y recientemente se ha demostrado que un protocolo de manejo de expansores basado en la medición de la precarga mediante TDTP consiguió un ahorro de fármacos inosopresores frente al manejo clásico basado en la Presión Arterial (PA), la Presión Venosa Central (PVC) y la clínica en pacientes sometidos a CCV ⁵².

Como resumen, respecto al sistema PiCCO^R, se podría afirmar que aunque presente sus limitaciones de aplicabilidad en ciertas circunstancias (cortocircuitos residuales, pneumectomía, estenosis aórtica), puede ser de utilidad en el cuidado posoperatorio de cardiopatías congénitas con reparación biventricular y en el trasplante cardiaco ⁴⁹.

1.3. Fundamentos de la termodilución transpulmonar. El sistema PiCCO^R

Una descripción de los fundamentos del método de TDTP, junto con otros procedimientos semiinvasivos de monitorización hemodinámica (método indirecto de Fick, doppler transesofágico, bioimpedancia transtorácica y dilución de litio) ha sido realizada por Chaney y Derdak⁵³. El fundamento del sistema de TDTP se basa en que la caída de la temperatura en un volumen inyectado depende del flujo a través del cual ha pasado el indicador. El GC se calcula mediante la ecuación de Steward-Hamilton, analizando el área bajo la curva de termodilución transpulmonar (figura 1.3.1). Basándose en la conservación de la masa, el tiempo de llegada de un indicador se relaciona con el flujo del sistema e inversamente con el volumen de distribución. Requiere que la mezcla sea completa y que no se pierda el indicador entre la inyección y el lugar de medida. Para que la medición sea correcta en un método de TDTP térmico se han de cumplir cinco premisas: a) el indicador se ha de mezclar completamente, b) no debe recircular (sólo pasa una vez por el detector), c) no haber pérdida de indicador entre el punto de inyección y el detector, d) el flujo ha de ser constante, e) la temperatura de la sangre no debe variar durante la prueba.

Figura 1.3.1: Aplicación de la ecuación de Steward-Hamilton

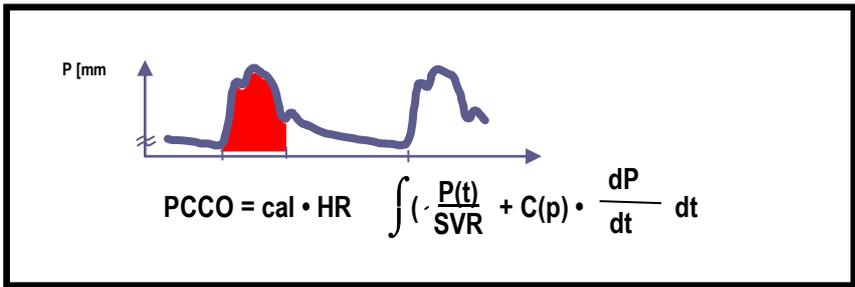


CO: Gasto Cardíaco
T_b: Temperatura sangre
T_i: Temperatura indicador
V_i: Volumen inyectado
K: Constante
T_b dt: cambio de la temperatura de la sangre respecto al tiempo

Se debe repetir al menos tres veces para que mejore la precisión y obtener una correcta calibración. Debido a una mínima pérdida de temperatura en el recorrido (hacia los tejidos y en el catéter), se produce una leve sobrestimación del GC.

Para obtener el índice cardiaco continuo (ICC) se usa el análisis de la curva de presión de pulso obteniéndose el gasto cardiaco por contorno de onda de pulso o Pulse Contour Cardiac Index (PCCI). La determinación simultánea del IC por TDTP, junto con la medición continua de la PA, son los métodos para calibrar el análisis de la curva de pulso con respecto a la distensibilidad aórtica de cada paciente. El PCCI lo calcula analizando cada 30 segundos la onda de pulso arterial (*figura 1.3.2*).

Figura 1.3.2: Cálculo del ICC

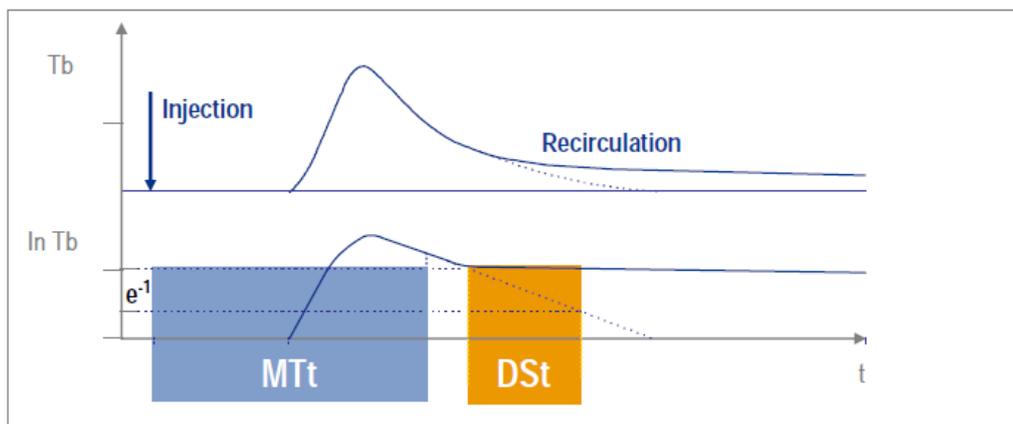


- PCCO: Gasto cardiaco por contorno de onda de pulso
- Cal: factor de calibración determinado por termodilución
- HR: frecuencia cardiaca
- P (t) / SVR: área bajo la curva
- C (p): complianza aórtica
- dP/dt: forma de la onda de presión

El cálculo de los volúmenes intratorácicos se basa en el tiempo medio de tránsito (tiempo medio requerido para que el indicador alcance el punto de detección) y en el descenso exponencial de la curva de termodilución (*figura 1.3.3*). El cálculo a

partir de ellos del agua extravascular pulmonar deriva de un único estudio en adultos que estableció una relación lineal con un factor de 1,25 entre el volumen albergado en las 4 cámaras cardiacas y el conjunto del intratorácico ⁵⁴, lo que hace cuestionable su aplicación pediátrica.

Figura 1.3.3: Fórmulas para el cálculo volumétrico



MTt: Mean transit time: tiempo medio de tránsito
 DSt: Down Slope time : tiempo de descenso exponencial
 Volumen termal intratoracico = GC x MTt
 Volumen termal pulmonar = GC x DSt

Para su uso pediátrico todos los valores se refieren a la superficie corporal pasando a denominarse índices. Así, utilizamos el GC referido a la superficie corporal en metros cuadrados con la denominación de índice cardiaco (IC) y expresado en litros/minuto/metro cuadrado (L/min/m²). La superficie corporal (SC) se calcula mediante una fórmula específica [SC (m²) = peso (kg)^{0.5378} × talla (cm)^{0.3964} × 0.024265] basada en el peso y la talla y obtenida mediante análisis de regresión múltiple por Haycock ⁵⁵ y aplicable entre 0.2 y 2 m².

Los datos que el sistema ofrece y las unidades en que se miden son:

Continuos: mediante análisis de curva de presión

- **ICC** : Índice Cardíaco Continuo (L/min/m²)
- **FC** : Frecuencia Cardíaca (latidos/min)
- **PA**: Presión Arterial (mmHg)
- **SVRI**: Resistencia Vascular Sistémica Indexada (dyn · cm⁻⁵/m²)
- **SVV**: Systemic Volume Variation -Variación del Volumen Latido (%)
- **Dp/dtmax**: velocidad de contracción del ventrículo izquierdo. (mmHg/s)

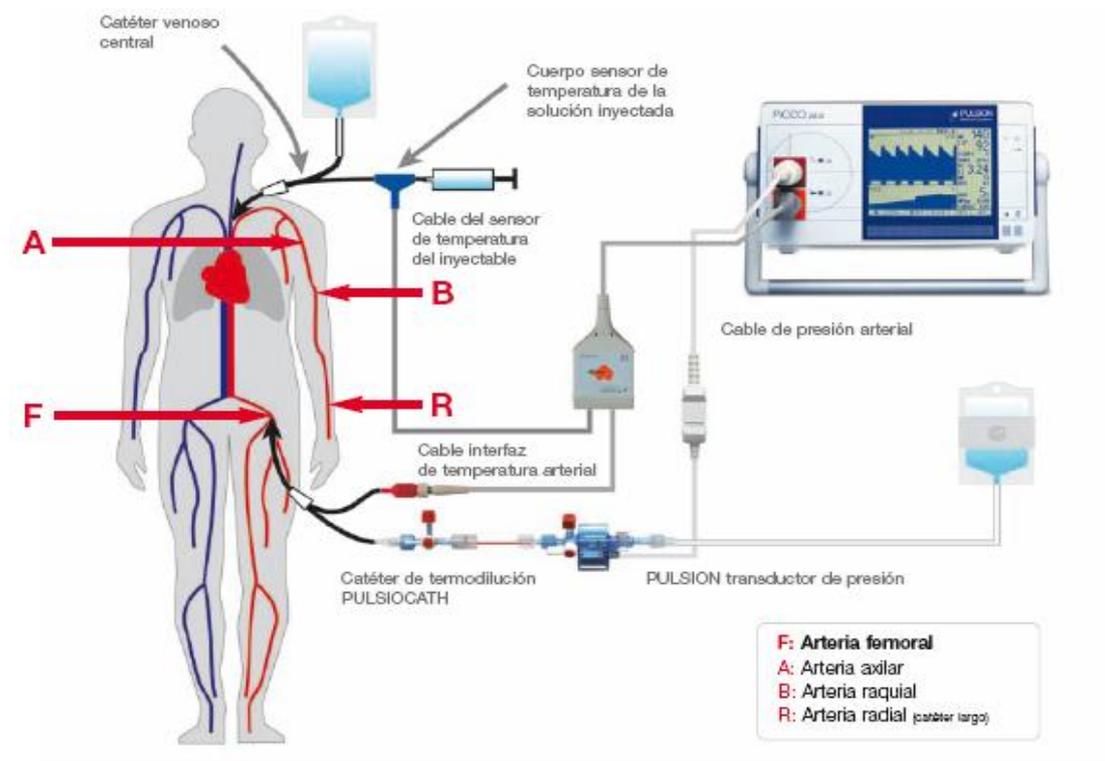
Mediante termodilución: precisa la administración de bolos de suero frío

- **EVLWI**: Índice de agua pulmonar extravascular (ml/m²)
- **PVPI**: Índice de permeabilidad vascular pulmonar
- **ITBVI**: Índice de volumen de sangre intratorácico (ml/m²)
- **GEDI** : Índice de volumen telediastólico global (ml/m²)
- **IC** : Índice cardíaco (ml/ min/ m²)
- **SVI**: Volumen latido indexado (ml/ m²)
- **IFC**: Índice de función cardíaco. Razón entre IC y GEDI (1/min)
- **FEG**: fracción de eyección global

Para el uso del sistema se precisa una vía central y un catéter arterial femoral. Ambos forman parte de la monitorización básica del PO de CCV. Como vía venosa es posible emplear cualquier tipo de catéter, pero la vía arterial ha de ser la propia del sistema ya que porta un sensor térmico. Se realiza una inyección en una vena central de un bolo de solución salina isotónica que se inyecta tan rápido como sea posible. Este bolo de suero frío actúa como indicador, ya que un termómetro conectado al catéter venoso detecta la temperatura del mismo y previamente hemos introducido en el monitor el volumen del mismo, obteniéndose un volumen termal. El volumen a infundir es $1.5 \text{ ml} + 0.15 \text{ ml} / \text{kg}$. De todos modos, la propia máquina nos indica una cifra en función de los datos del paciente y avisa de si el volumen del indicador es insuficiente y sería necesario aumentarlo o bien disminuir la temperatura del mismo. Este indicador térmico pasa al sistema cardiopulmonar,

recogiéndose el cambio de temperatura provocado mediante el sensor colocado en la punta del catéter arterial. El catéter arterial admite los cuidados habituales: heparinización, obtención de muestras, etc, y no debe introducirse en la aorta. En adultos se usan catéteres introducidos por la axilar, braquial y radial, pero en pediatría sólo lo colocamos en la arteria femoral. En la *figura 1.3.4* se observa un esquema del montaje.

Figura 1.3.4: Montaje del dispositivo



1.4. Valoración de los datos hemodinámicos con PiCCO^R

Además de referenciar el índice cardiaco, los datos ofrecidos por el sistema aportan conocimiento sobre los determinantes de la hemodinámica. Realizaremos el análisis, agrupándolos en función de los que ofrecen información sobre la poscarga, la contractilidad, la precarga y el edema pulmonar.

1.4.1. Valoración de la poscarga

SVRI: resistencias vasculares sistémicas. ($\text{dyn. cm}^{-5} / \text{m}^2$)

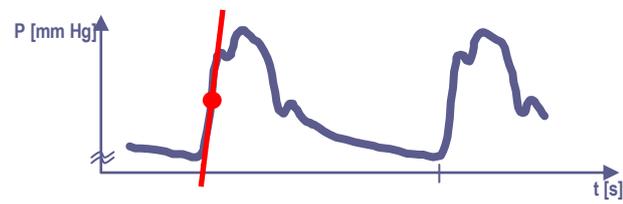
$$\text{RVSI} = (\text{PAM} - \text{PVC}) / \text{IC}.$$

1.4.2 Valoración de la contractilidad

Dp/dt máx: indicador de la contractilidad del ventrículo izquierdo (mmHg/s)

La contractilidad del ventrículo izquierdo es estimada por la máxima velocidad (pendiente) de la curva de presión, lo que correspondería al máximo poder de contracción del ventrículo izquierdo (*figura 1.4.2*). Es decir, mide la velocidad de ascenso de la presión con respecto al tiempo durante la sístole. Si se mide la presión con la válvula aórtica cerrada, el aumento de presión sanguínea durante la sístole ventricular es proporcional a la fuerza de contracción. Podemos utilizar este parámetro para documentar el efecto de los inotropos.

Figura 1.4.2. Pendiente de curva de presión del ventrículo izquierdo



CFI: Cardiac Function Index - Índice de función cardiaca. **IFC** (1/min)

$$\text{IFC} = \text{IC} / \text{GEDI}.$$

Permite conocer cómo responde el IC a los cambios en la precarga

GEF: Global ejection fraction : fracción de eyección global **FEG**

$$\text{FEG} = 4\text{VS}/\text{GEDV}$$

Relaciona el volumen sistólico con la precarga existente en las 4 cámaras cardiacas

1.4.3. Valoración de precarga, volúmenes y edema pulmonar

GEDI: Índice de volumen telediastólico global (ml/m^2). Hace referencia al volumen de las 4 cámaras cardiacas.

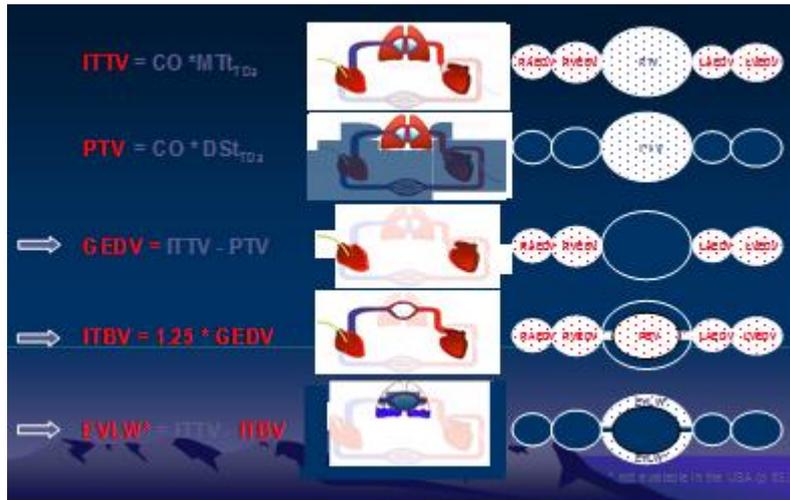
$$\text{GEDI} = \text{GEDV} / \text{SC}$$

ITBVI: Intrathoracic Blood Volume Index - Índice de volumen de sangre intratorácico (ml/m^2). Hace referencia al volumen contenido en las 4 cámaras cardiacas y en los vasos pulmonares

$$\text{ITBVI} = \text{ITBV} / \text{SC}$$

Para el cálculo de estos parámetros de volemia se requiere el siguiente proceso resumido en la *figura 1.4.3.1*.

Figura 1.4.3.1: Cálculo de los volúmenes



ITTV (volumen termal intratorácico) = GC x MTt

PTV (volumen termal pulmonar = GC x DST

GEDV= ITTV – PTV

ITBV = GEDV x 1.25

EVLW = ITTV – ITBV

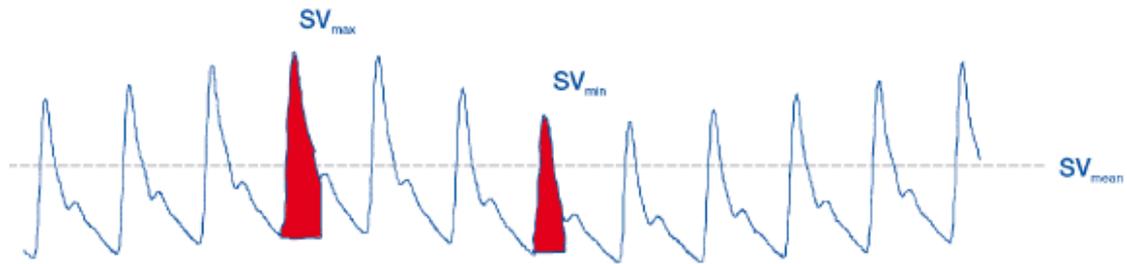
SVV: Stroke Volume Variation - Variación de Volumen Sistólico. (%)

Es la variación en el volumen latido respecto al valor medio calculado durante 30".

$SVV = (SV_{max} - SV_{mín})/SV_{medio}$ (figura 1.4.3.2).

Para poder interpretarlo, el paciente tiene que estar ventilado con presión positiva y sin realizar esfuerzos respiratorios espontáneos. En ventilación mecánica, la SVV depende principalmente del volumen intravascular. Grandes variaciones en SVV, inducidas por la VM, son un indicador de insuficiente volumen intravascular relativo a la aplicación de presión intratorácica. Permite una estimación aproximada de la volemia.

Figura 1.4.3.2. Calculo de la variación del volumen sistólico



Valoración del edema pulmonar

EVLWI: Extra Vascular Lung Water Index - Índice de agua pulmonar extravascular (ml/m²)

$$\text{EVLWI} = \text{EVLW} / \text{SC}$$

PVPI: Pulmonar Vascular Permeability Index - Índice de permeabilidad vascular pulmonar.

$$\text{PVPI} = \text{EVLW} / \text{PTV} \text{ (volumen termal pulmonar)}$$

Muestra la relación entre EVLW y PBV. Puede ayudar a distinguir entre edema pulmonar hidrostático o por alteración de la permeabilidad. En situación de anasarca, ambos están elevados y la relación es baja. En caso de fuga capilar hacia el pulmón el cociente se eleva incrementando el valor del PVPI.

1.5. Experiencia del sistema PiCCO en adultos

El sistema de medición ha sido validado frente a la termodilución a través de la arteria pulmonar en estudios en adultos desde hace más de una década en diversas circunstancias ,^{56, 57, 58, 59, 60} incluyendo el shock séptico^{61, 62}

Asimismo, se ha comprobado la buena correlación de la medición mediante análisis de la onda del pulso^{63, 64, 65, 66, 67, 68}. No obstante, aún existen discrepancias sobre la necesidad de recalibraciones frecuentes y el efecto que los cambios en las resistencias sistémicas (modificando la impedancia) tienen en la concordancia entre la estimación del gasto cardiaco mediante análisis de la onda de pulso en relación a la TDTP. El aumento del porcentaje de error en relación al tiempo transcurrido desde la anterior calibración ha sido descrito en adultos en situación hemodinámica inestable, recomendándose incluso la recalibración horaria.⁶⁹

En relación a su empleo como estimador de volemia se han valorado fundamentalmente dos parámetros: GEDI y SVV. El GEDI pretende reflejar el volumen de las cuatro cámaras cardiacas, pero su valor se deriva de la medición de tiempos de tránsito del indicador, entre el punto de inyección del suero frío y el detector colocado en la femoral, lo que incluiría el volumen aórtico en el cálculo⁷⁰. El empleo de vasopresores también alteraría esta medición y por consiguiente las de IFC y GEF que contienen el GEDI en su fórmula. No obstante, el GEDI ha demostrado una buena correlación con el área telediastólica del ventrículo izquierdo obtenida mediante ecografía transesofágica⁷¹, incluso mejor que la obtenida para el catéter de arteria pulmonar⁷². El valor de SVV para predecir la respuesta a la administración de expansores en pacientes cardiacos quirúrgicos ha sido cuestionado⁷³, aunque existen estudios que lo apoyan⁷⁴.

En cuanto a la medición del edema pulmonar el método considerado "patrón oro" es la técnica de gravimetría postmortem⁷⁵, y que se reserva obviamente para la investigación. En la clínica, la referencia es la técnica del doble indicador transpulmonar (TPDD) mediante verde indocianino frío, frente al cual se ha validado, con matizaciones respecto a los valores de PaO₂/FiO₂, el volumen tidal y la presión teleespiratoria positiva - Positive End Expiratory Pressure (PEEP) del paciente⁷⁶. Debido a la necesidad de usar un introductor grande y al propio indicador empleado, la TPDD se está viendo sustituida por el cálculo del EVLWI

mediante PiCCO^R. En un estudio reciente se ha confirmado la buena correlación entre el EVLWI obtenido a través de TDTP de un solo indicador y el peso pulmonar postmortem ($r^2 = 0.91$)⁷⁷.

En pacientes adultos el EVLWI refleja el edema pulmonar y se correlaciona con la gravedad de la enfermedad y el pronóstico^{78, 79, 80, 81, 82, 83, 84}. Incluso la terapia guiada por EVLWI podría mejorar la evolución⁸⁵.

La relación entre EVLW y PTV ha sido también clínicamente valorada, concluyéndose que PVPI podría diferenciar el edema pulmonar ocasionado por aumento de la permeabilidad vascular frente al ocasionado por sobrecarga generalizada de líquidos^{86, 87}.

El uso de esta tecnología se ha ido extendiendo y el dispositivo ha sido empleado en diversos escenarios clínicos, sobre todo en relación al shock, los cuidados de pacientes críticos y el trauma, habiéndose publicado su utilidad para determinar patrones hemodinámicos en shock séptico y cardiogénico⁸⁸. De manera específica, el campo de la cirugía cardíaca ha sido ampliamente abordado en la medicina de adultos^{89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96} e incluso se ha incluido recientemente su uso como guía terapéutica en el cuidado intensivo de los pacientes de cirugía cardíaca por las sociedades de cirujanos cardiovasculares y torácicos, anestesiistas e intensivistas alemanes⁹⁷.

1.6. Experiencia del dispositivo PiCCO^R en pediatría

El sistema PiCCO ha demostrado su fiabilidad en estudios experimentales de modelos pediátricos^{98, 99, 100, 101,102} y la adecuación de sus mediciones de gasto cardiaco en estudios clínicos respecto a la calorimetría indirecta de Fick^{103, 104}. Asimismo, se ha demostrado la validez del registro continuo mediante onda de pulso¹⁰⁵. Brevemente, el método de Fick, descrito en 1870 por el fisiólogo que le da nombre, se basa en que el consumo de oxígeno es igual al producto del GC por la diferencia del contenido arterio-venoso de oxígeno. El problema es que su uso queda restringido a la investigación o experimentación, ya que precisa un estrecho control del contenido en O₂ del aire inspirado y espirado y un catéter en la arteria pulmonar para conocer el contenido de O₂ de la sangre venosa mixta.

En cuanto a los determinantes del gasto cardiaco, se ha encontrado en pacientes pediátricos una mejor correlación con el IC de parámetros de precarga medidos mediante TDTP a través del GEDI o ITBVI que con la PVC^{106, 107, 108, 109}.

Además, a través de este dispositivo, se consigue obtener datos de contractilidad y de poscarga de forma continuada, si bien su uso en ese sentido ha sido escasamente referido. Así, la limitación principal estriba en que no se conocen los valores de referencia para pediatría para la precarga y la poscarga medidas mediante estos dispositivos. Además, dada la heterogeneidad del paciente pediátrico en edades y pesos y el cambio de su conformación corporal con el crecimiento, estas cifras podrían ser muy variables desde la lactancia a la adolescencia. En este sentido, por ejemplo, los valores de EVLWI son mayores en lactantes.

De todas formas, sería muy útil no sólo conocer las cifras de normalidad para cada edad y peso, sino ir más allá y poder delimitar las cifras de estos parámetros que se relacionan con situaciones de gasto adecuado¹¹⁰.

Si bien en la presente década se ha ido extendiendo el uso del dispositivo en diversos contextos clínicos pediátricos, la bibliografía existente es aún muy escasa, lo que plantea el interés de monitorizar estrechamente los aspectos relacionados con la seguridad del dispositivo especialmente en los pacientes de menor peso. Un

caso de isquemia en un paciente de 2 meses en posible relación con el tamaño del catéter (4 Fr) y el uso concomitante de vasopresores alertó de sus posibles complicaciones cuando comenzó a extenderse su uso¹¹¹.

En ese sentido, hay que señalar que desde 2006 se viene utilizando el dispositivo en nuestra Unidad, no habiéndose detectado complicaciones achacables al mismo. Parte de los resultados de esta experiencia han sido publicados confirmándose su valor como guía de resucitación volumétrica en situación de shock¹¹².

Aún sin haberse confirmado su validez como guía terapéutica, los escenarios donde se utiliza se van extendiendo. Como ejemplo, citaremos un grupo de 9 pacientes (peso 10-50 kg y 2-17 años) que fueron monitorizados durante el trasplante hepático ortotópico. Se utilizó un acceso venoso central en el territorio de la cava superior y un catéter de 3 Fr para los de menos de 20 kg y de 4 Fr para el resto sin encontrarse complicaciones. Los datos ofrecidos por el dispositivo en el momento de la inducción anestésica fueron: IC = 5.93 ± 1.64 L/min/m², ITBVI = 751 ± 151 ml/m², EVLWI = 8.1 ± 5.3 ml/kg, SVV = 11.4 ± 4.3 % y SVRI = 1197 ± 430 dyn s cm⁻⁵/m²¹¹³.

Es destacable la ausencia de evidencia para establecer unos parámetros de referencia pediátricos. Una reciente publicación¹¹⁴, que revisa el uso de la TDTP en niños críticos, concluye que el dispositivo PiCCO puede ser una ayuda útil en la monitorización de estos pacientes. Los autores, aun poniendo en cuestión el valor clínico del análisis de la onda de pulso y de la medición del EVLWI, incluyen una tabla valores de referencia para adultos con las consiguientes matizaciones pediátricas (*tabla 1.6*), que se extraen del previamente citado artículo de Kozlik-Feldmann y col¹¹⁰.

Tabla 1.6: Valores de referencia propuestos (modificado de Proulx y cols ¹¹⁴)

Parámetro	Adultos	Adultos Pulsion *	Pediatría	Unidades
IC	3.5-5.5	3-5		L/min/m ²
ICC	3.5-5.5			L/min/m ²
IS	30 ±10			ml/m ²
GEDI	680-800	680-800	400-600	ml/m ²
ITBVI	850-1000	850-1000	550-850	ml/m ²
RVSI	1200-2400	1700-2400		dyn s cm ⁵ /m ²
EVLWI	< 8	3-7	< 20 lactantes	ml/ kg
PVPI		1-3		
IFC	4.5- 6.5	4.5-6.5		min ⁻¹
FEG	25-35	25-35		%
SVV	< 10	< 10		%
PPV	< 10	<10		%
Dp/dtmax	1200-2000			mmHg/s

* Valores referidos en PiCCO Technology : Normal values . Pulsion medical systems AG. Germany.

1.7 Los volúmenes intravasculares y el agua extravascular pulmonar en pediatría

En diversas condiciones en que las circunstancias hemodinámicas están comprometidas, se produce una situación de incremento de la permeabilidad capilar, por lo que un tratamiento intempestivo con expansores puede empeorar el pronóstico¹¹⁵, siendo necesario vigilar el componente de edema pulmonar.

Como hemos comentado, en adultos la utilización del EVLWI como índice para el manejo de fluidos en pacientes graves permite evaluar el estado pulmonar y ayuda a tomar decisiones en cuanto al balance hídrico, reduciendo los días de ventilación mecánica y la estancia en UCI. Asimismo, se mostraría superior a la radiología convencional, la cual está sujeta a la subjetividad, a errores derivados de la técnica y no permite cuantificar el edema pulmonar incipiente. Lamentablemente, en pediatría el cálculo de los volúmenes sanguíneos mediante TDTP se sigue debatiendo¹¹⁶ y respecto al ELWI se sigue sin demostrar su utilidad, ni se conocen aún los valores de normalidad, que varían en función del peso y edad del paciente.

El valor del EVLWI en pediatría sigue siendo controvertido, ya que se basa en la asunción de que $ITBV = GEDV \times 1,25$ (Sakka y cols⁵⁴). Posiblemente la relación 4:1 utilizada para su cálculo no sea aplicable en los niños y los valores intracardiacos e intratorácicos (GEDI e ITBVI) sean menores y el agua extrapulmonar (EVLWI) sea mayor (siendo esta diferencia más pronunciada cuanto menor sea la edad del sujeto)¹¹⁷. Para Michard, no se trataría tanto de un error de los cálculos del sistema sino de la diferente relación entre los volúmenes estimados y la superficie corporal de los niños por razones anatómicas¹¹⁸, como ocurre en los pacientes obesos¹¹⁹.

Lemson y cols¹²⁰ han validado el resultado del EVLWI medido a través del PiCCO^R frente al sistema COLD (doble indicador con verde indiocianino) de termodilución transpulmonar de doble indicador en un estudio realizado en sala de cateterismo en 11 pacientes estables sin edema pulmonar. Se produjo una cierta sobreestimación (18 %), sobre una media de 11.7 ml/kg obtenida con el doble indicador. En la discusión, se argumenta que la razón de que el dato de EVLWI sea más elevado en pediatría se deba al empleo en el cálculo de una relación $ITBV = GEDV \times 1.25$ para todo tipo de sujetos. Además, en niños, es muy posible que el factor de

cálculo varíe con la edad, lo que sería lógico, ya que con el desarrollo pulmonar la relación entre el volumen de los pulmones, los grandes vasos y el corazón podría variar. De los resultados de sus estudios, se obtiene otra fórmula de cálculo $ITVBI = 1.24 \times GEDI + 21 \text{ ml/m}^2$, que se aproximaría mejor a una estimación adecuada. Por otro lado, también para la técnica del doble indicador se encuentran valores de volumen intravascular menores y de agua extravascular más elevados que los referidos en adultos, por lo que se postula que las razones sean posiblemente aún más complejas.

Asimismo, se plantea la posible importancia de que la termodilución se haga por una vía insertada en la femoral o deba ser la yugular o la subclavia la canalizada en relación al cálculo volumétrico. Sus resultados apoyan la validez del uso de la vía femoral, aunque al aumentar el volumen por el que discurre el indicador, sobreestime levemente ($< 10\%$) el valor del IC por pérdida de indicador y del GEDI al aumentar el tiempo medio de tránsito (MTt).

En el ánimo de encontrar las razones que expliquen que en los niños los valores obtenidos mediante PiCCO^R para el GEDI sean menores, y al contrario, mayores para el ELVWI este autor estudia datos antropométricos (peso, talla, superficie corporal) y de peso cardiaco y pulmonar en autopsias y tomografías computarizadas¹²¹. Su conclusión es que este hallazgo se justifica por el cambio en la relación peso pulmonar / peso corporal y en el ratio entre GEDV/ SC y peso cardiaco / SC, durante el crecimiento. Además, el volumen termal pulmonar respecto al GEDV parece mayor en lactantes. Por ello, propone ajustar las mediciones mediante complejas fórmulas que añaden más cálculos, lo que puede ser una nueva fuente de error, pero que permitirían la comparación con los valores de referencia en pacientes adultos. Además, se recomienda usar peso corporal predicho - Predicted Body Weight (PBW) a partir de la talla y el sexo, basándose en la guías de la OMS para evitar la confusión en pacientes obesos¹²².

En un escenario menos controlado y más cercano a la realidad del paciente de UCIP, López-Herce y cols¹²³, realizan un estudio sobre 17 pacientes heterogéneos (peso 5-70 kg, edad 2-168 meses) y que sumó 117 determinaciones concluyendo que los volúmenes intracardiacos ($GEDV = 400 \pm 349 \text{ ml/m}^2$), son menores que los parámetros de normalidad sugeridos para adultos. Por el contrario, los datos de

referencia para el volumen de agua extravascular pulmonar fueron más elevados (EVLWI = 18.9 ± 9.3 ml/ kg). A pesar del uso de catéteres arteriales de 4 y 5 Fr no se observaron complicaciones.

Fruto de un reciente estudio aún no publicado ¹²⁴ de un grupo chileno realizado en 17 niños de entre 17 días a 14 años en situación de shock, se ha propuesto una fórmula en relación a la edad para calcular el valor de referencia: $EVLWI = 30 \pm 1.789 \times \text{edad}$.

En definitiva, aún harán falta estudios más extensos que confirmen estos datos y validen las fórmulas propuestas, aunque parece clara la necesidad de evitar una aplicación directa de las recomendaciones para adultos.

1.8. Experiencia en el uso de PiCCO^R en el posoperatorio de CCV en pediatría

Mahajan y cols publican en 2003 ¹⁰⁷ un estudio en 16 pacientes de peso superior a 10 kg (mediana de edad de 7 años e incluyendo dos mayores de 18 años) utilizando un catéter PiCCO^R de 4 Fr. Compara las mediciones por TDTP con las del análisis de la onda de pulso en un período que va desde la inducción anestésica a las 12 horas PO. Obtiene 130 mediciones tras la corrección quirúrgica, encontrando una correlación lineal entre ICC e IC de 0.73, pero con una tendencia y concordancia (bias + SD) de 0.08 ± 0.99 , indicativo de una gran dispersión de los datos. El IC se correlacionó con ITBI ($r = 0.71$) pero no con PVC ($r = 0.11$), indicando el valor del dispositivo para medir precarga. La media del IC fue 3.70 (rango 1.40-9.70) l/min/m².

Egan y cols ⁵¹ en 2005 publican los resultados de un estudio destinado a comparar la valoración clínica hemodinámica clásica respecto a la monitorización mediante TDTP femoral en UCIP durante la primera semana tras la reparación quirúrgica biventricular de CC. Se obtuvieron datos de 16 pacientes (mediana de edad 15 meses y peso 9 kg) mediante 76 mediciones, utilizando un catéter de 1.3 Fr a través de un introductor de 22 G para los menores de 7 kilos. El resultado fue que se halló una pobre correlación en cuanto a IC, GEDI y SVRI. En concreto se infraestima clínicamente el IC y se sobreestima la volemia y la resistencia vascular sistémica. Para definir estas correlaciones entra la clínica y la monitorización utiliza unos límites basados en referencias bibliográficas previas, que establecen como normalidad: IC: 3- 5 l/min/m², ¹²⁵ SVRI: 800 -1600 dyn s/cm⁻⁵ /m² ¹²⁶, GEDI: 390 - 590 ml/m² ¹¹⁰. En este estudio, los registros expresados fueron: IC = 4.63 ± 0.30 l/m/m² (IQ 3.8 ± 5.2 ; SVRI = 1018 ± 52 dyn s/cm⁵/m² (IQ 884 ± 1166); GEDI = 427 ± 38 ml/ m² (IQ 302 ± 495).

Fakler y cols hacen su aportación en 2007 ¹⁰⁵ con una serie de 168 mediciones en 24 pacientes mayores de 10 kg (mediana 16.5, rango 10.6 - 35.6) y con edad amplia (mediana 4.2 , rango 1.4 -15.2 años), monitorizados con un catéter de 3 Fr en las 24 horas del PO con el objetivo de validar el análisis de la onda de pulso frente a la TDTP femoral . Se encuentra una correlación lineal entre ICC e IC, $r = 0.93$, pero con un peor ajuste de los datos, obteniéndose una tendencia de 0.05

L/min/m² y límite de concordancia (intervalo de confianza al 95 %) de 0.01-0.10 L/min/m². El rango de valores para el IC fue de 1.86 - 7.04 L/min/m²

López-Herce y cols publican en 2009 ¹²³ una serie de 17 pacientes ingresados en UCIP, de los cuales 12 padecen cardiopatías (7 PO de CCV). Este grupo de enfermos cardiacos tiene un peso medio de 16 ± 11.3 kg y presentó los siguientes registros: CI = 3.3 ± 1.2 l/min/ m²; GEDI= 427 ± 177 ml / m²; ELWI = 21.6 ± 10.9 ml / kg; SVRI =1559 ± 525 dyn · s cm⁻⁵/m² ; CFI = 8 ± 2.7 1/min ;SVI = 25.3 ± 8.5 ml / m² ;SVV = 12.2 ± 5.4 %

Un estudio húngaro prospectivo publicado en 2010 ¹²⁷ , diseñado para determinar el valor de corte para el péptido híbrido NT-proXNP en relación al reconocimiento de bajo gasto cardiaco en el PO de CC, reúne 26 pacientes menores de un año con una mediana de peso de 3.9 kg (3.5-4.9). Utiliza el sistema PiCCO con catéter de 3 Fr para valorar el IC, no registrándose eventos isquémicos y encontrando como única complicacion una infección del cateter al quinto día . Los valores de IC (que no se citan) se correlacionaron con el aclaramiento de creatitina y se concluye que un valor de NT-proXNP de 3079 pmol/l es diagnóstico para IC < 3 L/min/m² con un sensibilidad del 89 % y una especificidad del 90 % .

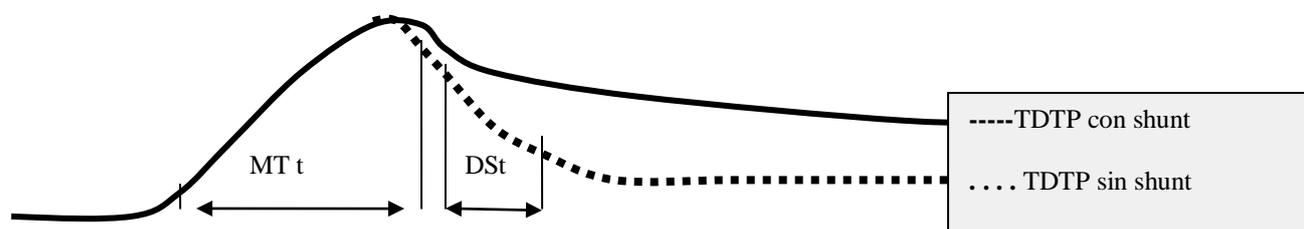
El mismo grupo de investigadores, y en relación al grupo anterior ¹²⁸, selecciona 12 neonatos intervenidos de transposición de grandes vasos de entre 3 y 4,9 kg de peso. Se encontraron valores tras el cierre esternal y dentro de las 48 horas PO de IC = 3.1 ± 1.1 l/min/ m²; SVI = 22.7 ± 7.5 ml / m²; RVSI = 1411 ± 396 dyn · s cm⁻⁵ / m² ; GEDI = 355 ± 123 ml / m² y EVLWI = 32.4 ± 8.5 ml/kg, que se modificaron tras la extubación: CI= 4.0 ± 0.6 l/min/ m²; SVI = 33.1 ± 4.3 ml/m² ; RVSI= 1150 ± 295 dyn · s · cm⁻⁵/m² ; GEDI = 404 ± 103 ml / m² y EVLWI = 20.2 ± 7.0 ml/kg), interpretando estos últimos como los más cercanos a la normalidad en neonatos y que son claramente diferentes a los referidos en adultos. Los cambios en la volemia valorados mediante GEDI se correlacionaron con los cambios en el IC.

1.9 Situaciones especiales en TDTP

En relación a la capacidad de detección de shunts, es conocido que la existencia de un shunt derecha – izquierda invalida el uso de La TDTP, si bien permite sospechar su existencia por la aparición de una curva bifásica ¹²⁹. Al contrario, la capacidad del dispositivo para valorar los shunts izquierda - derecha, los más frecuentes en cardiopatías pediátricas, ha sido objeto de discusión. De hecho, el dispositivo “PiCCO plus” realizaba la cuantificación del mismo en sus registros, pero el método no ha sido adecuadamente validado y no se ofrece actualmente.

Giraud y cols ¹³⁰ han publicado dos casos en adultos donde un incoherente resultado de EVLWI les llevó a buscar un cortocircuito izquierda – derecha. La recirculación produce un incremento discreto del MTt y mucho mayor del DSt con una curva de TDTP mas aplanada. Esto ocasiona una medición más elevada del PTV que del ITTV y consiguientemente del EVLWI (Figura 1.9)

Figura 1.9: Efecto del cortocircuito izquierda – derecha en la curva de TDTP



$$\begin{aligned} \text{ITTV} &= \text{CO} \times \text{MT t} \\ \text{PTV} &= \text{CO} \times \text{DSt} \\ \text{GEDV} &= \text{ITTV} - \text{PTV} = \text{CO} \times (\text{MTt} - \text{DSt}). \\ \text{ITBV} &= \text{GEDV} \times 1,25. \\ \text{EVLWI} &= \text{ITTV} - \text{ITBV} \end{aligned}$$

aumento
disminución

Nusmeier y cols ¹³¹ matizan que este incremento del DSt y en menor medida del MTt son consecuencia de un mayor retardo en la llegada del indicador a la circulación sistémica por el cortocircuito, más que propiamente a un fenómeno de recirculación que invalidaría el procedimiento

Recientemente se ha publicado ¹³² el caso de un niño de 23 meses con una comunicación interauricular con un Qp/Qs de 3. En él, la observación de la curvas de TDTP previa y posterior a la reparación quirúrgica permitió encontrar cambios específicos. El MTt y el DSt aumentaron alterando las mediciones y confirmando la sobreestimación del EVLWI, por lo que se propone la utilidad del dispositivo para valorar la existencia y cuantía de los cortocircuitos.

Respecto a la validez de los registros de TDTP en pacientes con dispositivos de depuración extrarrenal, se ha comunicado que el flujo turbulento de la hemodiálisis alteraría la curva de TDTP cuando esta se realiza a través de una luz del mismo catéter, recomendando que la depuración extrarrenal se detenga para realizar la calibración del PiCCO^R ¹³³. Estudios más amplios no lo han confirmado, admitiéndose el uso del monitor en pacientes bajo terapia de depuración extrarrenal continua si se emplea la luz distal del catéter venoso multilumen que se esté utilizando para la técnica de depuración ¹³⁴.

1.10. La espectroscopia cercana al infrarrojo (NIRS) cerebral y somática

1.10.1. Fundamentos.

Otro avance tecnológico especialmente interesante en pediatría debido a la facilidad de aplicación y ausencia de invasividad es la espectroscopia cercana al infrarrojo - Near InfraRed Spectroscopy (NIRS). Se trata de un sensor que colocado sobre la piel se emplea para medir la saturación de oxígeno de la hemoglobina del lecho venoso-capilar regional en el cerebro y en los tejidos somáticos (fundamentalmente renal y abdominal).

Los aparatos de NIRS se basan en la ley de Beer- Lambert, la cual establece que se puede medir la concentración de una sustancia en función de su capacidad de absorción de la luz. La hemoglobina (Hb) tiene la capacidad de absorber fotones en el rango de longitudes de onda cercanos a la radiación infrarroja de 650-850 nm, mientras que otros tejidos humanos no. La Hb oxigenada absorbe más el espectro de luz de 800-850 nm, mientras que la reducida lo hace en el rango de 650 - 800 nm. La mayoría de la Hb en los tejidos se encuentra en el lecho venoso, por lo que la medición refleja preferentemente este compartimento. A diferencia de la pulsioximetría, no busca la señal pulsátil, sino el componente no pulsátil, que se relaciona con la saturación capilar – venosa de oxígeno de hemoglobina. Una ventana óptica de 700-900 nm permite que la luz penetre al tejido subyacente atravesando la piel y el hueso, detectándose mediante la absorción de al menos dos señales lumínicas de longitudes de onda diferentes y de forma continua el porcentaje de la saturación de oxígeno de la hemoglobina de los tejidos situados bajo el sensor.

El dispositivo más usado actualmente y el único aprobado por la US Food and Drug Administration (FDA) para uso clínico en todas las edades es el Invos 5100^R (Somanetics Inc, Troy, MI, USA). Mediante un diodo el dispositivo emite luz en dos longitudes de onda: 730nm para valorar Hb reducida y 810 nm para la Hb oxigenada, ofreciendo un resultado “rSO₂ index” expresado en porcentaje, obtenido de la fórmula: $rSO_2 = \frac{\text{Hb oxigenada}}{\text{Hb oxigenada} + \text{Hb reducida}}$. Posee dos analizadores a una distancia de 3 y 4 cm, lo que permite mediante un algoritmo

de sustracción eliminar el componente de los tejidos más superficiales (cráneo, piel), para obtener el dato de la Hb oxigenada frente al total ($r\text{SO}_2$) presente en la zona situada a unos 2 cm de profundidad cada 5 segundos. En función del peso del paciente se utilizan sensores diferentes, existiendo equipos para neonatos (< 5 kg), pediátrico (< 40 kg) y adultos. Los cambios en el registro de $r\text{SO}_2$ reflejan cambios en la demanda o suministro metabólico de la región explorada, lo cual depende del GC y del contenido arterial de O_2 .

Aunque se han intentado establecer valores de normalidad, el NIRS representa más que un valor absoluto un proceso dinámico en la economía de la oxigenación regional. En general, un descenso del $r\text{SO}_2$ significará perfusión disminuida, un incremento en la extracción de O_2 , metabolismo elevado, o bien un estancamiento circulatorio. Valores altos pueden indicar incremento de perfusión, metabolismo disminuido o menor extracción de O_2 . Ambas circunstancias pueden revelar estados patológicos, siendo la tendencia, más que el número absoluto, lo que sería útil en la clínica ¹³⁵.

1.10.2. NIRS cerebral.

Los estudios clínicos iniciales se han centrado en el NIRS cerebral y su validación con la saturación del bulbo de la yugular (SjO_2). En 52 pacientes cardiacos cateterizados en sala de hemodinámica, se demostró una correlación significativa para los niños < 10 kg con una $r = 0.81$. Sin embargo, su capacidad para detectar saturaciones del bulbo yugular derecho < 60 % fue escasa ¹³⁶. Las razones de su mayor precisión en menores de 10 kg, confirmadas en otros estudios ¹³⁷, podrían basarse en una cuestión de anatomía y distancia del sensor al lugar explorado. El menor grosor de cráneo y tejidos; así como la mayor contribución relativa del área explorada respecto del conjunto del cerebro, podría favorecer su fiabilidad. No obstante, la existencia de una buena correlación no presume el que los valores sean intercambiables con SjO_2 . Ello puede deberse a que la exploración mediante NIRS se reduce a un área limitada de la circulación cerebral, que no tiene porqué ser homogénea o tener la misma actividad metabólica. Además, se incluye sangre arterial y capilar (30 %) y la exploración se reduce al neocórtex, mientras que el bulbo recoge sangre de zonas más profundas.

En 2008 ¹³⁸, el mismo grupo berlinés de Nagdyman en un estudio sobre 31 cateterismos en niños con CC confirman la correlación con la SjO_2 , pero su escasa precisión para cualquiera de los dos dispositivos empleados: el NIRO 200 (Hamamatsu Photonics, Tokyo, Japan) y el INVOS 5100 ^R, que utilizan diferente metodología para sus cálculos. Además, se comparó las mediciones de NIRS con la medición sanguínea de la saturación venosa de oxígeno (SvO_2) en la vena cava superior en 19 casos, obteniéndose para el INVOS 5100^R una excelente correlación ($r = 0.93$), pero con un sesgo de 5.6 % y unos límites de concordancia de 2.2 - 13.4 %, que aunque mejores que para NIRO, resultan excesivos para la práctica clínica. Otros estudios en el ámbito de la cirugía cardíaca pediátrica muestran similares resultados con buenas correlaciones ¹³⁹. Sin embargo, una correlación estadísticamente significativa no significa que rSO_2 cerebral y SvO_2 sean valores intercambiables. Ranucci y cols, ¹⁴⁰ en la monitorización intraoperatoria de 15 pacientes pediátricos observa un sesgo del 5.6 % con amplios márgenes de variabilidad del NIRS frente a SvO_2 en la cava superior. En el estudio de Tortoriello y cols, ¹⁴¹ el NIRS cerebral obtenido mediante INVOS 5100^R, se compara con SvO_2 medida en la arteria pulmonar o en la cava superior en 20 pacientes pediátricos (5 meses – 8 años) desde la salida de extracorpórea hasta las 6 horas de llegada a la UCI, siendo la $r = 0.67$, pero concluyendo que su utilidad se restringe a la observación de las tendencias más que a predecir los valores de SvO_2 .

En cuanto a la valoración del uso del monitor cerebral en la práctica clínica, se han realizado algunas experiencias. Kirshbom ¹⁴² trata de encontrar en el NIRS una referencia para monitorizar la perfusión en pacientes con fisiología univentricular. La valoración de la relación entre el flujo pulmonar (Qp) y sistémico (Qs) no invasiva se suele hacer con saturación arterial de oxígeno (SaO_2) mediante pulsioximetría, siendo 80 % el valor que se relaciona con un $Qp/Qs = 1$. En 20 pacientes compara el NIRS cerebral previo a la inducción anestésica en el cateterismo con la SvO_2 en la cava superior y la SaO_2 , observando que la espectroscopia es mejor predictor en el análisis multivariante.

Por otro lado, una de las principales aplicaciones del NIRS cerebral sería la monitorización del proceso quirúrgico de CC a fin de mejorar el pronóstico. Dent y cols ¹⁴³ correlacionan lesiones cerebrales evolutivas en resonancia magnética con registros de rSO_2 por debajo de 45% durante más de 180 minutos. Austin y cols ¹⁴⁴ han relacionado favorablemente los valores registrados por el sensor cerebral

con la estancia hospitalaria y la evolución neurológica en un estudio que incluía 250 pacientes pediátricos. Se trataba de una intervención en la que los datos de monitorización neurofisiológica se utilizaban para detectar y corregir deficiencias en la perfusión cerebral u oxigenación, o bien para mejorar la tolerancia a la isquemia - hipoxia. Junto con la espectroscopia se incluía el doppler transcraneal y la electroencefalografía. Este trabajo fue incluido en una revisión del uso del NIRS intraoperatorio junto con otros siete que agrupaban 3316 adultos, y que concluía afirmando su valor en la reducción del daño cerebral ¹⁴⁵. Recientemente Kussman y cols ¹⁴⁶ han relacionado la existencia de periodos intraoperatorios con persistencia de valores bajos de rSO₂ con el neurodesarrollo al año de vida y las lesiones en la RNM cerebral.

Si bien este tipo de práctica en la monitorización quirúrgica se está extendiendo dentro de un planteamiento para limitar las secuelas neurológicas a largo plazo, una vez han sido mejorados los resultados inmediatos, aún se cuestiona su valor en el pronóstico ¹⁴⁷ y su relación coste beneficio ¹⁴⁸.

1.10.3 NIRS somático.

Debido a que la saturación venosa central de oxígeno (SvcO₂) refleja un promedio de las diferentes regiones del organismo, se amplió la monitorización a otros órganos para intentar correlacionar la SvcO₂ con modelos que incluyeran NIRS de varias localizaciones frente a los análisis más simples. Respecto al NIRS somático, debido a que la medición del sistema depende de la franja de profundidad que puede alcanzar y estimada en unos 2 cm, sería el grupo de los lactantes y neonatos al que iría dirigido su empleo tanto dorso lateral (renal) como esplácnico (abdominal). El sensor renal se coloca a la altura de las vértebras T10 – L1 en región dorso lateral y el esplácnico sobre la pared abdominal anterior. Los valores renales suelen ser 15 -20 % mayores a los cerebrales debido a que el riñón es un órgano de alto flujo y escasa extracción.

En esa línea, Hoffman y cols ¹⁴⁹ intentan sumar la información de ambos sensores y proponen una fórmula de cálculo de la saturación venosa de oxígeno derivada

del registro cerebral y renal, basándose en su experiencia en la cirugía cardíaca neonatal y para la cual obtienen una $r = 0.62$:

$$\text{SvcO}_2 = 0.45 * \text{rSO}_{2c} + 0.45 * \text{rSO}_{2r}.$$

Dentro del campo de la CCV, Mc Quillen y cols ¹⁵⁰, estudian en 29 pacientes menores de 3 meses, procedentes de intervenciones por CC, las correlaciones entre SvcO_2 , rSO_{2c} y rSO_{2r} . Aunque se confirma el valor de la rSO_{2r} , se comprueba que también existe un amplio margen de variabilidad para rSO_2 renal y cerebral respecto a SvcO_2 . El NIRS abdominal y renal también se ha correlacionado ($r = 0.89$ y $r = 0.79$ respectivamente) con la SvO_2 en una serie de 20 neonatos y lactantes (2-7 kg) publicada por Kaufman y cols ¹⁵¹ que combinaba casos con fisiología de ventrículo único y biventricular. En esta ocasión los límites de concordancia fueron elevados aunque más favorables para la abdominal (bias + SD = 1.05 + 7.82 vs 13.9 + 9.74), que también correlacionó mejor con la tonometría gástrica.

Abundando en la simplificación que supone obtener datos que no discriminan la perfusión de las diferentes regiones anatómicas (en referencia a la SvO_2) y cuestionando el valor de la monitorización clásica, se ha publicado la mejor correlación de la SvO_2 mixta con la cava inferior y con el NIRS colocado en la extremidad inferior, en comparación con la del territorio superior o el NIRS cerebral. En este estudio, realizado en 20 pacientes menores de 10 kg durante la CEC, se afirma que la SvO_2 mixta sobrevalora la oxigenación del territorio de la cava superior y por tanto, no sería el mejor indicador de la perfusión cerebral. Se subraya el valor de la monitorización regional y su posible mejor sensibilidad para detectar hipoperfusión cerebral ¹⁵².

Por otro lado, la monitorización en varias localizaciones permite valorar inmediatamente las diferencias de perfusión regionales. Así, se ha empleado la monitorización cerebral y renal en el entorno quirúrgico del primer estadio del Norwood (abordaje del corazón izquierdo hipoplásico) ¹⁵³ y de la coartación de aorta ¹⁵⁴. Fuera del quirófano, en neonatos con corazón izquierdo hipoplásico, un estudio retrospectivo concluyó que esta estrategia redujo el empleo preoperatorio de ventilación mecánica ¹⁵⁵. En el escenario de Urgencias se ha relacionado la adecuada terapia de rehidratación con la recuperación de la fisiológica diferencia NIRS renal – cerebral ¹⁵⁶.

Como hecho relevante de su avance progresivo, hay que citar que se incluye el NIRS para la prevención y guía de tratamiento en la parada cardiorrespiratoria para pacientes con fisiología univentricular en los consensos internacionales ¹⁵⁷

En definitiva, este sistema no invasivo y continuo de monitorización del enfermo crítico ha desarrollado un prometedor recorrido también en las UCIP en los últimos 20 años, pero sin que se haya conseguido correlacionarlo firmemente con la evolución clínica. Aunque se sumen más de 100 referencias de estudios pediátricos, especialmente desarrollados en el campo de la cirugía cardíaca¹⁵⁸, aún quedan cuestiones por resolver antes de su introducción rutinaria en la práctica clínica¹⁵⁹, como conocer los valores límites que habría que evitar para minimizar el riesgo de una disfunción orgánica. Una mejor evidencia vendrá de ensayos que demuestren que incluir la monitorización NIRS en los protocolos terapéuticos supone una ventaja en los resultados. Mientras tanto, sólo podremos afirmar que puede ser efectivo y beneficioso como monitor hemodinámico en el cuidado de pacientes críticos ¹⁶⁰.

Se me debe exigir que busque la verdad, pero no que la encuentre

Denis Diderot.

2. HIPÓTESIS

2.1 Hipótesis Principal

Actualmente se utiliza fundamentalmente la medición de la saturación venosa central (SvcO₂) como parámetro instrumental de valoración de GC, aunque se ha demostrado que la correlación entre ambas variables es muy débil. La existencia de un dispositivo aplicable y seguro en pediatría permitiría conocer el IC durante el PO de CCV y así detectar precozmente su deterioro. Si se estudiaran los valores medidos en un grupo de cardiópatas sometidos a CCV podríamos relacionar los datos registrados con la evolución de los pacientes. Ello permitiría también contribuir a conocer los datos de normalidad para esta circunstancia y valorar en qué medida la alteración de este parámetro se relaciona con una peor evolución. En este sentido, podríamos utilizarlo como dato de alerta y establecer como objetivo terapéutico realizar intervenciones que mantuvieran el IC en el rango adecuado.

Además, conocer en qué pacientes se altera el IC y tienen peor evolución, permitiría detectar factores de riesgo pre o periquirúrgico que harían especialmente recomendable el establecimiento de medidas de monitorización semiinvasiva. De este modo, se limitaría a un grupo de pacientes en los que el riesgo - beneficio del establecimiento de estas medidas fuera más favorable. De igual manera, se reduciría el coste derivado de la generalización del uso de estos dispositivos

Una de las limitaciones de la técnica es la necesidad de realizar nuevas termodiluciones para obtener el dato del IC. La medición mediante análisis de onda del pulso ofrece información continua, pero su precisión en ausencia de calibraciones repetidas está por demostrar. Si planteáramos una serie de termodiluciones pautadas en el transcurso del PO inmediato, se podría valorar hasta qué punto los datos de ICC ofrecidos mediante análisis de onda del pulso se ajustan a los registrados mediante las termodiluciones realizadas de forma inmediatamente posterior.

El parámetro habitual actual de referencia para guiar la administración de expansores es la PVC, pero debido a la mala complianza miocárdica en muchos casos, la relación ente presión y volumen es inadecuada por lo que no sería el parámetro más adecuado.

Otro parámetro utilizado en la monitorización del PO de CCV es la presión arterial. La PA es fruto del producto del GC y el valor de la resistencia sistémica, sin embargo el propio aumento de la poscarga puede comprometer el GC produciéndose un decremento excesivo del mismo para mantener la PA, lo cual no es fácilmente valorable.

Si se confirmara la mala correlación de los parámetros de la monitorización clínica clásica (PA, PVC, SvcO₂), sería fundamental encontrar en los registros ofrecidos por los nuevos dispositivos, límites óptimos que nos permitieran mantener el IC en rangos adecuados. Debido a que ya ha sido establecido en la literatura un límite de hipovolemia (GEDI <390 ml/m²), valoraremos dicha referencia como marcador en relación a menor IC y peor evolución. En la misma línea, sería posible analizar si RVSI mayores de 1600 dyn s cm⁻⁵ /m² se relacionan con menor IC. La lógica final de estos planteamientos nos llevaría al diseño de protocolos terapéuticos que basaran el manejo de la precarga mediante GEDI y de la poscarga mediante RVSI, teniendo como objetivo el mantenimiento del IC durante el PO con el fin de conseguir mejores resultados.

2.2: Hipótesis secundarias

La fuga capilar y el edema pulmonar son consecuencias inevitables de la utilización de bombas extracorpóreas. Aunque técnicas como la ultrafiltración por membrana y la disminución de los tiempos quirúrgicos han sido clave para reducir estas complicaciones, aún estos problemas asocian mayor morbilidad y tiempo de hospitalización. Es precisamente esta característica, junto con el riesgo de sobredistensión de las fibras miocárdicas y el empeoramiento de las regurgitaciones valvulares, lo que limita de forma importante la terapéutica mediante administración de expansiones volumétricas. La existencia de unos parámetros (EVLWI, PVPI) que serían capaces de detectar el edema pulmonar y la fuga capilar, podrían marcar de forma más eficiente los límites de la capacidad de recibir volumen en cada paciente. Debido a que el edema pulmonar se genera principalmente en el PO inmediato y se relaciona con la necesidad de ventilación mecánica, sería interesante conocer la relación entre los datos de EVLWI y PVPI en las primeras horas con la duración del soporte respiratorio y la estancia.

La espectroscopia ha sido empleada con diversos resultados en PO CCV. Si bien la medición cerebral ha encontrado estudios que la validen, el uso de sensores somáticos es más cuestionable por su capacidad de llegar a los territorios necesarios para una correcta evaluación. La combinación de registros cerebrales y somáticos amplía el área de exploración mostrando un valor más real del conjunto del organismo y que reflejará más fielmente el del valor de la $SvcO_2$. En los pacientes más pequeños, por otro lado los más necesitados de nuevas herramientas, estas mediciones somáticas podrían mostrarse más útiles debido a su conformación corporal. Si se demostrara que existe una correlación entre el NIRS y el IC, sería sensato plantear una monitorización inicial mediante el dispositivo más inocuo e inmediato y valorar una monitorización más invasiva cuando se encuentren anomalías en los registros de la primera.

2.3: Objetivos del estudio

1. Comprobar la aplicabilidad del sistema en nuestra Unidad, verificando la capacidad del equipo de enfermería para incluirlo en la monitorización de la situación de PO de CC, recogiendo fallos en el funcionamiento del dispositivo. Asimismo, registrar las complicaciones achacables al mismo y especialmente: sepsis asociadas a catéter y la trombosis arterial o venosa.
2. Valorar mediante una serie de registros programados la correlación de los valores del ICC con el IC obtenido mediante TDTP femoral.
3. Registrar el IC en el PO inmediato (24 horas) de cardiopatías congénitas, así como los parámetros de precarga, contractilidad, poscarga y edema pulmonar ofrecidos por el sistema PiCCO^R (GEDI, CFI, Dp/dtmax, RVSI, EVLWI, PVPI).
4. Valorar la existencia de pacientes con IC bajo que no serían detectados por la monitorización convencional. Conocer si este bajo gasto instrumental (IC < 3 L/min/m²) se relaciona con la evolución de los pacientes. En la evolución se medirá el tiempo de ventilación mecánica, los días de ingreso en UCIP y estancia hospitalaria.
5. Conocer aquellos factores del paciente (peso, edad, riesgo quirúrgico) o la intervención (tiempo de circulación extracorpórea y parada) que se relacionan con IC bajos (IC < 3 L/min/ m²) para conocer en qué casos sería aconsejable la monitorización rutinaria del IC.
6. Verificar la correlación de los parámetros clásicos (PAM, PVC, SvcO₂) y los ofrecidos por el sistema con el IC. Conocer con qué rango de determinantes hemodinámicos medidos por PiCCO^R (GEDI, RVSI, CFI, Dp/dt max, EVLWI, PVPI) se correlaciona el bajo gasto.

7. Conocer los rangos de los determinantes hemodinámicos de la monitorización global (IC, RVSI, CFI, Dp/dt max, EVLWI, PVPI, PAM, PVC, SvcO₂) que se correlacionan con el IC adecuado (3-5 ml /min/m²).

8. Debido a los resultados previos obtenidos en la monitorización somática en los pacientes de menor peso (< 10 kg), determinar en ese grupo los valores de monitorización por espectroscopia mediante el sistema INVOS 5100^R durante el postoperatorio inmediato de cardiopatía congénita. Así como correlacionar los valores obtenidos en la saturación de oxígeno regional (rSO₂) a nivel renal (rSO_{2r}), abdominal (rSO_{2a}) y cerebral (rSO_{2c}) con los de la saturación venosa central de oxígeno (SvcO₂) y con el gasto cardíaco medido mediante el sistema PiCCO^R.

Mide lo que sea medible y haz medible lo que no lo sea

Galileo Galilei

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1 Ámbito del estudio

Los datos se obtendrán en la UCI del Servicio de Pediatría del Hospital de Cruces, centro de referencia para la cirugía cardíaca pediátrica de la Comunidad Autónoma del País Vasco. Se trata de una unidad polivalente que alberga unos 600 ingresos anuales en sus 12 camas.

Se dispone de un sistema centralizado de monitorización multiparamétrica Philips Intellivue^R, contándose con dos módulos de PiCCO compatibles con el conjunto de los dispositivos necesarios para los registros utilizados en el PO de CCV.

3.2 Criterios de inclusión

Se ofrecerá la posibilidad de participar en el estudio a todos los pacientes mayores de un mes de vida ingresados en la UCI tras intervención de CCV realizada bajo circulación extracorpórea y parada circulatoria, siempre que el sistema se encuentre disponible.

Además, será imprescindible que el paciente cuente con una vía venosa central (yugular o femoral) adecuadamente emplazada en la proximidad de la aurícula derecha. Igualmente, será necesario que disponga de una vía arterial femoral y que se encuentre sometido a ventilación mecánica invasiva.

Asimismo, para ser incluido en el estudio, deberá de haberse recogido junto con la Historia Clínica la Hoja de Consentimiento Informado firmada por los padres o tutores antes del inicio de la cirugía (**anexo 1**).

3.3 Criterios de exclusión:

Todos los pacientes serán controlados ecográficamente por el equipo de Cardiología, el cual es ajeno al estudio, para descartar lesiones valvulares o cortocircuitos residuales que impidieran el correcto funcionamiento del dispositivo¹⁶¹.

Asimismo, los pacientes con arritmias que impliquen disociación aurículoventricular serán descartados, admitiéndose únicamente la sincronización mediante marcapasos.

Las cirugías que no conlleven una reparación biventricular tampoco se recogerán.

Otra razones de exclusión serán la no disponibilidad real del monitor porque ambos aparatos se encuentren en uso por indicación clínica en otros pacientes como por ejemplo en casos de shock séptico, así como la existencia de otros problemas técnicos que impidan acceder al dispositivo.

3.4 Metodología

Los pacientes ingresarán la noche previa al día programado para la intervención. Junto con la actualización de la historia clínica y realización de la exploración física, se les proporcionará el documento de consentimiento informado por parte del médico residente, quien ofertará la aclaración de cualquier duda por el médico adjunto o el propio investigador a la mañana siguiente antes de la intervención.

Con el consentimiento firmado, y si no existen contraindicaciones, el anestesista procederá a la colocación del catéter PiCCO^R en una de las arterias femorales. En cuanto al tamaño, se obligará al uso del catéter de 3 Fr, admitiéndose el uso del 4 Fr sólo para los casos mayores de 15 kilos de peso, con lo que se cumple la recomendación de evitar el tamaño de 4 Fr en lactantes¹¹¹. El resto del procedimiento anestésico y la intervención no sufrirán alteración alguna por la participación en el estudio, utilizándose el catéter PiCCO^R como línea arterial. No se realizarán mediciones de GC en el quirófano. Durante la intervención el equipo de cardiología comprobará la ausencia de cortocircuitos o lesiones residuales valvulares significativas mediante ecocardiografía.

A su llegada a la UCIP, una vez completada la recepción y estabilizado el paciente, se añadirá el termómetro a la línea venosa central y se conectará el sistema PiCCO^R al monitor multiparamétrico Philips Intellivue^R mediante el módulo PiCCO plus^R (figura 3.4.1). La posición de la vía venosa se comprobará mediante

radiología simple, descartándose los pacientes cuya vía femoral se encuentre por debajo del diafragma.

Siguiendo un procedimiento escrito (**anexo 2**) y habiendo recibido formación teórico práctica previa por parte del investigador, la realización de las termodiluciones programadas se desarrollará por parte de la persona del equipo de enfermería que se encarga del paciente. Esta persona, responsable del paciente, realizará las mediciones a las 1, 4, 8, 16 y 24 h del PO, mediante la infusión de bolos de suero fisiológico a temperatura $< 8^{\circ} \text{C}$. La cantidad recomendada empleada en cada prueba se limita entre 3 y 15 ml siguiendo la fórmula: $1.5 \text{ ml} + 0.15 \text{ ml/kg}$ de peso del paciente, procediéndose a añadir 2 ml más si se trata de una vía femoral. De todas formas, se seguirán las recomendaciones del propio sistema respecto a la necesidad de incrementar el volumen termal si es necesario. Siguiendo las recomendaciones para mejorar la precisión y con ello la fiabilidad de la medición se habrán de conseguir tres mediciones válidas (diferencia menor al 10 %), para calibrar el sistema y posteriormente se grabarán los datos en el monitor. Realizada la última termodilución a las 24 horas PO, se imprimirán los registros a través de la central de monitorización y se facilitarán al investigador. El dispositivo permanecerá colocado en el paciente hasta que el médico al cargo considere innecesario el mantenimiento de la vía arterial y obligatoriamente será retirada antes del alta de UCIP según protocolo general.

Figura 3.4.1: Monitor multiparamétrico Philips Intellivue^R y módulo PiCCO plus^R



Asimismo, en los menores de 10 kg de peso se colocará un dispositivo INVOS 5100^R Cerebral/Somatic Oximeter (Somanetics, Troy, MI, USA) con 4 sensores localizados en sendas áreas cerebrales frontal derecha e izquierda (arco supraorbitario), abdominal (infraumbilical) y renal (flanco posterior izquierdo sobre el plano de las vértebras T₁₀-L₁). Se registrarán los valores de NIRS coincidiendo con la realización de las TDTP y se extraerán muestras de sangre simultáneamente para analizar en laboratorio la SvcO₂. Estos valores serán anotados en una hoja disponible al efecto por el equipo de enfermería (**anexo 3**).

Figura 3.4.2: Monitor INVOS 5100^R y esquema de colocación de los sensores



El tratamiento será dirigido por el médico al cargo de la unidad sin conocer los datos del dispositivo en base al protocolo habitual. Las mediciones obtenidas por el INVOS^R y el PiCCO^R no serán utilizadas como guía para ninguna decisión terapéutica.

3.5 Variables a registrar

En el momento de realizar los registros se recogerán los siguientes datos :

- Peso, talla, superficie corporal y edad.
- Cardiopatía y categoría de riesgo quirúrgico.
- Tiempo de CEC y parada cardíaca.
- Localización y tamaño de los catéteres centrales venoso y arterial.
- Medicaciones inotropas, vasopresoras o vasodilatadoras empleadas.
- Datos de termodilución y análisis de onda de pulso (**anexo 4**): SVI, IC, ICC, GEDI , RVSI, CFI, Dpdtmax, EVLWI, PVPI y VVS (sólo si se encuentra en ventilación mecánica invasiva)
- Datos de monitorización: PAS, PAM, PAD, PVC, FC, SvcO₂.

También se anotarán las razones de la no participación en el estudio y cualquier incidente en relación al uso del monitor.

Posteriormente, se seguirá a los pacientes al menos durante 6 meses, incluyendo las consultas realizadas por Cardiología y otras especialidades en su caso, para recoger los siguientes datos evolutivos de la historia clínica:

- Tiempo de ventilación mecánica, de ingreso en UCIP y en el hospital.
- Complicaciones: muerte, síndrome de bajo gasto, trombosis arterial o venosa, sepsis, derrame pleural, neumotórax, déficit neurológico, convulsiones, parálisis diafragmática, etc.

3.6: Definición de las complicaciones

Se ha tomado como referencia el consenso publicado en 2008 ¹⁶² por el comité de bases de datos para la cardiopatía congénita y pediátrica, adaptándolo a nuestra práctica clínica y complementándolo con otras definiciones reconocidas internacionalmente.

Para definir las complicaciones neurológicas, (dado el especial interés de cara al presente estudio), se ha tomado como referencia las definiciones del previamente referido comité en 2008¹⁶³.

3.6.1. Síndrome de bajo gasto cardíaco:

Se define en función de signos clínicos y analíticos, en la línea de la definición de Hoffman¹⁶⁴. En concreto se utilizarán los criterios de:

- Hipotensión : PAM < 45 mmHg en lactantes y 55 mmHg en niños
- Oliguria < 0,5 ml/kg/ h.
- Alteración de la perfusión periférica.
- Lactacidemia > 2 mmol/ l (18 mg / dl)
- SvcO₂ < 60 %
- Necesidad de tratamiento con cualquiera de los siguientes fármacos :
 - dopamina o dobutamina > 10 mcg/kg/min
 - milrinona > 0,7 mcg/kg/min
 - adrenalina 0,1 mcg/kg/min

3.6.2. Derrame pleural:

Colección pleural estéril confirmada ecográficamente por radiólogo que precise de inserción de tubo torácico para su drenaje.

3.6.3. Neumotórax:

Colección de gas en el espacio pleural que ocasione colapso ipsilateral confirmado por radiólogo mediante radiografía simple de tórax.

3.6.4 Quilotórax:

Derrame pleural con características bioquímicas de quilo, confirmado por drenaje

3.6.5. Trombosis venosa / arterial:

Alteración clínica de la perfusión confirmada ecográficamente por radiólogo mediante ecografía doppler.

3.6.6. Sepsis:

Hemocultivo positivo en presencia de Síndrome de Respuesta Inflamatoria Sistémica siguiendo criterios de consenso internacionales¹⁶⁵.

3.6.7. Parálisis diafragmática:

Presencia de elevación hemidiafragmática en radiología torácica, confirmada por movilidad débil o ausente, o bien movimiento paradójico observado mediante ecografía.

3.6.8 Convulsión:

Reconocimiento clínico o electroencefalográfico de actividad epileptiforme. Para los pacientes bajo sedación, cambios en la monitorización (PA, FC) o pupilas que ceden con medicación anticomicial.

3.6.9. Déficit neurológico:

Cualquier déficit en la función neurológica presente al alta, que no estuviera registrado previamente a la intervención, o bien haya sido agravado por esta, y que motivara consulta a Neuropediatría.

3.7 Recogida de datos y análisis estadístico

Una vez registrados en el monitor del paciente, todos los datos serán codificados y almacenados en una base del sistema SPSS 15.0 para su ulterior análisis. Los resultados de este análisis se expresarán en números absolutos, porcentajes, medianas, rangos, percentiles, medias, desviación estándar e intervalos de confianza al 95 %. Para comparar variables cualitativas se empleará Chi cuadrado y el test exacto de Fisher. Para la valoración de variables continuas frente a categóricas se empleará T Student o U de Mann-Whitney según se cumplan o no criterios de normalidad (test de Kolmogorov-Smirnof). Para determinar la asociación entre las variables, se calcularán correlaciones mediante el test de Pearson (Spearman si no cumplimiento de normalidad).

Debido a que para la comparación de dos técnicas de medición, el coeficiente de correlación puede resultar insuficiente, se complementarán los resultados del análisis mediante el método de Bland- Altman ¹⁶⁶. Dicho procedimiento consiste en representar gráficamente en un diagrama de dispersión en el eje de ordenadas las diferencias entre ambos procedimientos y en el eje de abscisas el promedio de ambas mediciones. Además, para saber si 2 procedimientos de medición son intercambiables, se valorará el error sistemático ("*bias*" , *tendencia o sesgo*) como la media de las diferencias de los valores obtenidos con los 2 métodos y el error aleatorio (*precisión*) se valorará mediante la varianza de estas diferencias . Los límites de concordancia al 95 % ("*limits of agreement*") se calcularán como error sistemático ± 2 desviaciones estándar (*bias* ± 2 SD). La importancia de esta diferencia habrá de ser evaluada clínicamente ¹⁶⁷.

3.8 Aspectos éticos

Para la realización del estudio se ha obtenido la autorización del Comité de Investigación Médica del Hospital Universitario Cruces y se exigirá la cumplimentación de Consentimiento Informado según se ha referido previamente en la descripción de la metodología.

*Ni los monitores ni los dispositivos electrónicos hacen una Unidad.
El ingrediente fundamental es un equipo preparado adecuadamente.*

Checchia, Laussen MD. Children's Hospital Boston.

4. RESULTADOS

Resultado 4.1:

Descripción de la población y muestra del estudio, aplicabilidad del dispositivo y complicaciones.

4.1.1. Población de estudio

Aunque se había previsto un análisis inicial tras haber cumplido dos años de recogida de datos, la posible entrada de pacientes se interrumpió en junio de 2010, ya que desde los Servicios de Anestesia y Cirugía Cardíaca se implantó un nuevo protocolo “fast track” (**anexo 5**). Esta práctica supone el traslado de los pacientes en respiración espontánea, tras haber sido desconectados de la ventilación mecánica en quirófano, por lo que se hubiera incumplido sistemáticamente uno de los criterios de inclusión. Por ello, se decidió detener el estudio y analizar los resultados de los casos reunidos hasta ese momento.

Desde el 15 de febrero de 2009 al 15 de junio de 2010 (16 meses) fueron intervenidos 90 pacientes con un objetivo de reparación biventricular, cuyas características de peso, edad, nivel de complejidad quirúrgico, días de ingreso en UCIP y en el hospital, minutos de cirugía extracorpórea y parada cardíaca se detallan en la *tabla 4.1.1.1*

Tabla 4.1.1.1: Población de estudio n = 90

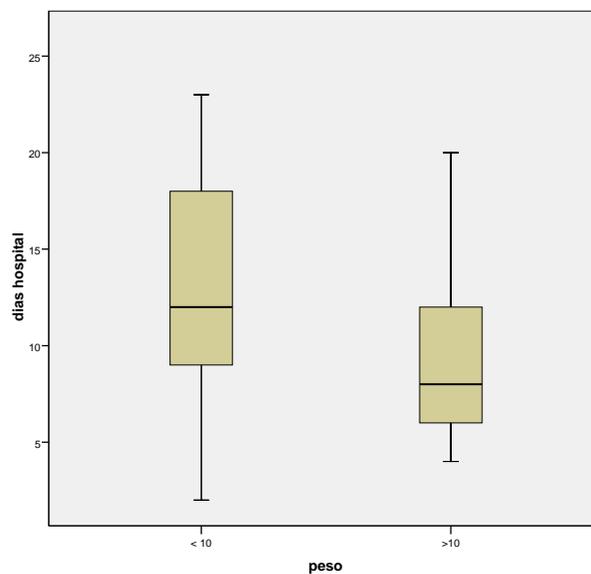
		PESO kg	EDAD meses	NIVEL	INGRESO UCIP días	INGRESO HOSPITAL días	Tiempo CEC minutos	Tiempo PARADA minutos
Media		13,42	36,58	2,02	6,32	14,44	82,99	46,81
D. típica		10,12	40,50	,67	7,56	15,74	38,57	24,78
Mediana		10,20	19,00	2,00	4,00	9,00	77,00	45,50
Mínimo		3,00	1,00	1,00	2	2	24,00	7,00
Máximo		57,00	150,00	3,00	60	98	232,00	114,00
Percentiles	25	6,00	6,75	2,00	3,00	7,00	58,50	30,00
	75	16,40	52,00	2,00	7,00	16,00	107,00	63,75

Si analizamos la contribución de los pacientes con peso inferior a 10 kg, observamos que representan el 50 % en esta población y tienen tiempos quirúrgicos y de estancia más elevados (*tabla 4.1.1.2*). Una representación de esta hospitalización más prolongada se muestra en el *gráfico 4.1.1.2*.

Tabla 4.1.1.2: Comparativa de los pacientes menores de 10 kilos (mediana y rango)

Peso kg	n	%	INGRESO UCIP días	INGRESO HOSPITAL días	Tiempo CEC minutos	Tiempo PARADA minutos
< 10	45	50	5 (2-60)	12 (2-98)	85 (30-232)	53 (15-110)
> 10	45	50	4 (2-11)	8 (4-50)	67 (24 -184)	39 (7 -114)
U de Mann-Whitney			,004	,002	,008	,002

Gráfico 4.1.1.2. Duración de la hospitalización (días) según categoría de peso



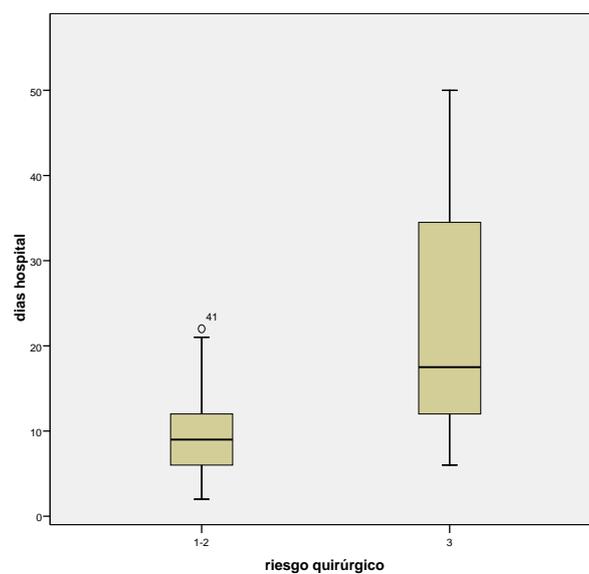
Estableciendo similar comparación respecto al nivel de complejidad quirúrgico, agrupando los niveles inferiores (1 y 2) frente al 3, también se observa que a mayor complejidad, mayor tiempo quirúrgico y estancias más prolongadas (tabla 4.1.1.3).

Tabla 4.1.1.3: Comparativa de los niveles de riesgo quirúrgico (mediana y rango)

Riesgo quirúrgico	n	%	INGRESO UCIP días	INGRESO HOSPITAL días	Tiempo CEC minutos	Tiempo ISQUEMIA minutos
1-2	69	76,66	4 (2-30)	9 (2-60)	70 (24-180)	43 (7-91)
3	21	23,33	8 (2-60)	17 (6-98)	104 (59-232)	56 (30-114)
U de Mann-Whitney			,001	,000	,001	,005

Una representación de esta hospitalización más prolongada en función del riesgo quirúrgico se muestra en el *gráfico 4.1.1.3*.

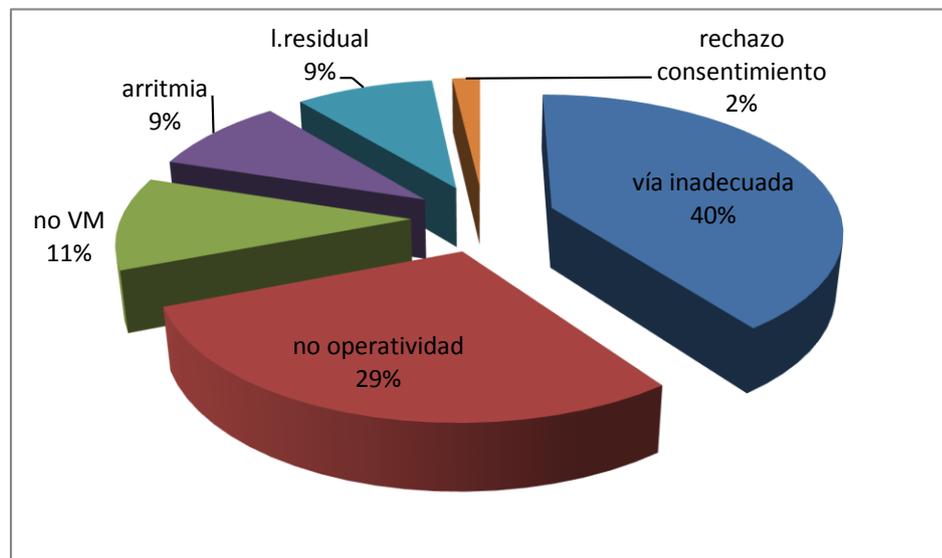
Grafico 4.1.1.3: Comparativa de los días de hospitalización según riesgo quirúrgico



4.1.2. Muestra del estudio.

35 pacientes (39 %) cumplieron los requisitos y se les pudo colocar el dispositivo. Las razones para no ser elegibles (n= 55) fueron: rechazo del consentimiento (1), arritmia (5), lesiones residuales (5), ausencia de ventilación invasiva (6), posición inadecuada de la vía central (22) y no encontrarse el dispositivo operativo (16). Estos datos se representan en el *gráfico 4.1.2.1*.

Gráfico 4.1.2.1: motivos de exclusión del estudio



La descripción del tipo de cardiopatía intervenida y su distribución entre los pacientes estudiados se resume en la *tabla 4.1.2.1*

Tabla 4.1.2.1: Tipos de Cardiopatías intervenidas

	Monitorizados	Control	Total
CIV	10	25	35
CIA	6	11	17
Falot	7	5	12
Canal	5	3	8
E. aórtica	3	2	5
Ross	1	4	5
DVAPT	1	2	3
Compleja	1	2	3
Otros	1	1	2
Total	35	55	90

CIV: comunicación interventricular

CIA: comunicación interauricular

DVAT: drenaje venoso anómalo pulmonar total

En cuanto a la representatividad del grupo monitorizado respecto a la población de pacientes intervenidos, no se encontraron diferencias significativas entre los 35 pacientes y los controles respecto al peso, edad, nivel y tiempos quirúrgicos, ni días de ingreso. Un paciente falleció en cada grupo (*tabla 4.1.2.2*).

Tabla 4.1.2.2: Comparación grupo monitorizado y control

	PESO kg	EDAD meses	NIVEL	INGRESO UCIP días	INGRESO HOSPITAL días	Tiempo CEC minutos	Tiempo PARADA minutos
PiCCO n	35	35	35	34	34	35	35
Media	13,34	35,34	2,14	5,79	12,82	81,57	48,69
D. típica	9,96	38,74	,692	5,97	12,37	36,42	24,02
Mediana	10,00	18,00	2,00	4,00	8,50	81,00	47,00
Mínimo	3,80	3,00	1,00	2	2	24	7
Máximo	57,00	144,00	3,00	34	50	184	103
Percentiles 25	7,30	8,00	2,00	2,75	6,00	55,00	30,00
75	16,00	47,00	3,00	7,00	16,00	107,00	69,00
Control n	55	55	55	54	54	55	55
Media	13,48	37,36	1,94	6,65	15,46	83,89	45,62
D. típica	10,30	41,90	,65	8,45	17,57	40,18	25,39
Mediana	10,50	20,00	2,00	4,50	10,00	72,00	43,00
Mínimo	3,00	1,00	1,00	2	6	30	8
Máximo	48,00	150,00	3,00	60	98	232	114
Percentiles 25	5,90	5,00	2,00	4,00	8,00	60,00	30,00
75	17,00	53,00	2,00	7,00	16,00	105,00	60,00
U de Mann-Whitney	,643	,788	,171	,217	,059	,997	,459

En cuanto a la contribución de los pacientes de peso menor a 10 kilos y la distribución de pacientes de mayor complejidad quirúrgica, tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los monitorizados y el resto. No obstante, hay un mayor porcentaje de pacientes grado 3 entre los monitorizados (tabla 4.1.2.3).

Tabla 4.1.2.3: Distribución de pacientes en grupos de peso y complejidad quirúrgica

	PiCCO n = 35	%	Control n = 55	%	Total n= 90	%
Peso						
< 10	19	54	26	47	45	50
>10	16	46	29	53	45	50
Chi-cuadrado de Pearson						,517
Nivel de complejidad						
1-2	24	69	45	81	69	76,66
3	11	31	10	19	21	23,33
Chi-cuadrado de Pearson						,147

4.1.3 Aplicabilidad

Respecto a la aplicabilidad, es reseñable que en todas las ocasiones en que se cumplieron las condiciones establecidas se pudo conectar el dispositivo y realizar las mediciones. De los 35 casos monitorizados, el dispositivo falló únicamente en un paciente a las 7 horas de su colocación (deficiencia del 3 %) por malfuncionamiento del catéter arterial. En otro caso, no se pudo completar el registro, ya que fue “exitus letalis” antes de las 8 horas del postoperatorio debido a una hemorragia pulmonar masiva.

Como única incidencia reseñable en cuanto al manejo del dispositivo, cabe señalar que en 2010 el fabricante dejó de suministrar la línea del suero lavador arterial con conexión para bomba tipo IVAC, aportando el modelo utilizado en adultos con conexión a bolsa de suero. Esto hizo que la línea de lavado arterial refluyera. El propio equipo de enfermería encontró la solución, aplicando un manguito de presión tipo “infusor para expansiones” a la bolsas de suero lavador.

Por otro lado, durante 2 meses no se dispuso de vías arteriales, por problemas de suministro, lo que explica la razón de no haber podido monitorizar a 11 pacientes.

4.1.4. Complicaciones

Analizada la evolución de los 90 pacientes, se registraron 54 complicaciones, destacando 12 casos de bajo gasto cardiaco, de los que 2 fallecieron. Para valorar las complicaciones neurológicas se revisaron sus historiales y consultas de seguimiento durante al menos 6 meses (rango 6-22 meses) tras el alta hospitalaria, no registrándose ninguna alteración achacable al procedimiento quirúrgico. La mortalidad fue baja, habiendo fallecido un paciente en el grupo monitorizado y otro en el control. Afortunadamente, esta baja incidencia no hizo posible realizar ulteriores estudios en relación a la mortalidad, aunque ambos presentaron datos clínicos de bajo gasto.

Las complicaciones en el grupo de estudio fueron similares al conjunto, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas (*tabla 4.1.4.1*). Destaca un caso de trombosis arterial en cada grupo. Un niño de 5 meses de edad y 5 kg de peso intervenido por una comunicación interventricular perteneciente al grupo monitorizado y un niño que sufría una cardiopatía compleja de 3 años y 13 kg procedente del grupo control. Ambas, se resolvieron antes del alta hospitalaria mediante la retirada del catéter y administración de tratamiento anticoagulante con enoxaparina. No se objetivaron infecciones en el grupo monitorizado y sí un 5 % en el control.

Tabla 4.1.4.1: Complicaciones entre grupo monitorizado y control

	% global	PiCCO n = 35	%	Control n = 55	%	Chi-cuadrado p
Mortalidad	2,22	1	2,85	1	1,81	,744
Bajo gasto	13	6	17,14	6	10,90	,396
Trombosis venosa	1,11	0	0	1	1,81	,422
Trombosis arterial	2,22	1	2,85	1	1,81	,744
Neumotórax	10	5	14,28	4	7,27	,280
Derrame pleural	16,66	8	22,85	7	12,72	,209
Quilotórax	3,33	1	2,85	2	3,63	,841
Sepsis	3,33	0	0	3	5,45	,160
Parálisis diafragmática	8,88	5	14,28	3	5,45	,151
Convulsiones	0	0	0	0	0	
Déficit neurológico	0	0	0	0	0	

Centrándonos en el análisis del bajo gasto, complicación a la que está fundamentalmente dirigido el empleo del dispositivo PiCCO^R, observamos su relación con el riesgo, los tiempos quirúrgicos y las estancias más prolongadas. Aunque hay una tendencia a la asociación con menor edad y peso, no se alcanza significación estadística para estos últimos parámetros (*tabla 4.1.4.2*).

Tabla 4.1.4.2. Asociaciones en relación a bajo gasto clínico

	PESO kilos	EDAD meses	NIVEL	INGRESO UCIP días	INGRESO HOSPITAL días	Tiempo CEC minutos	Tiempo ISQUEMIA minutos	
	Bajo gasto							
n =	12	12	12	10	10	12	12	
Media	15,21	29,83	2,67	17,20	41,60	124,50	71,67	
D. típica	16,68	53,50	,49	17,13	31,52	45,19	22,64	
Mediana	7,00	8,50	3,00	10,00	33,00	119,00	67,00	
Mínimo	3,50	1,00	2,00	5	9	67	30	
Máximo	57,00	144,00	3,00	60	98	232	110	
Percentiles	25	5,45	3,00	2,00	8,00	18,00	91,00	59,75
	75	27,25	12,75	3,00	21,25	60,00	132,50	89,00
	No bajo gasto							
n =	78	78	78	78	78	78	78	
Media	13,15	37,61	1,92	4,92	10,96	76,60	42,99	
D. típica	8,83	38,45	,64	3,60	7,47	33,43	22,91	
Mediana	10,75	29,00	2,00	4,00	9,00	72,00	42,50	
Mínimo	3,00	1,00	1,00	2	2	24	7	
Máximo	48,00	150,00	3,00	30	60	180	114	
Percentiles	25	6,87	7,00	1,75	3,00	6,00	55,00	26,75
	75	16,40	52,25	2,00	6,00	13,25	95,75	55,75
U de Mann-Whitney	,348	,069	,000	,000	,000	,000	,000	

Resultado 4.2:

Correlación entre los valores de índice cardiaco continuo (ICC) con el IC obtenido mediante TDTP femoral.

En cuanto a la correlación existente entre gasto cardiaco medido mediante termodilución (IC) frente a su valoración continua mediante análisis de la onda de pulso (ICC) se obtuvieron los siguientes datos reflejados en la *tabla 4.2.1*. Se ha empleado la prueba de correlación de Spearman para los datos distribuidos por horas, se ha hecho referencia al tiempo transcurrido desde la calibración previa y se ha calculado la media de las diferencias y su desviación estándar, así como el intervalo de confianza al 95 %. En los *gráficos 4.2.1- 4.2.4* se representa los diagramas de Bland- Altman para cada punto de medición. El análisis global de la correlación del conjunto de valores se ha representado en el *gráfico 4.2.5*.

Tabla 4.2.1: correlación IC – ICC

Tiempo desde ingreso UCIP horas	Tiempo desde calibración previa horas	n	r Spearman	p	n	Media + SD	IC 95 %
4	3	31	0,827	0,000	31	0,3 + 0,65	-0,970 1,561
8	4	32	0,770	0,000	32	0,16 + 0,68	-1,162 1,486
16	8	31	0,630	0,000	31	0,08 + 0,82	-1,527 1,692
24	8	29	0,558	0,002	29	0,47 + 0,80	-1,091 2,038

Gráfico 4.2.1: Bland- Altman plot IC – ICC hora 4

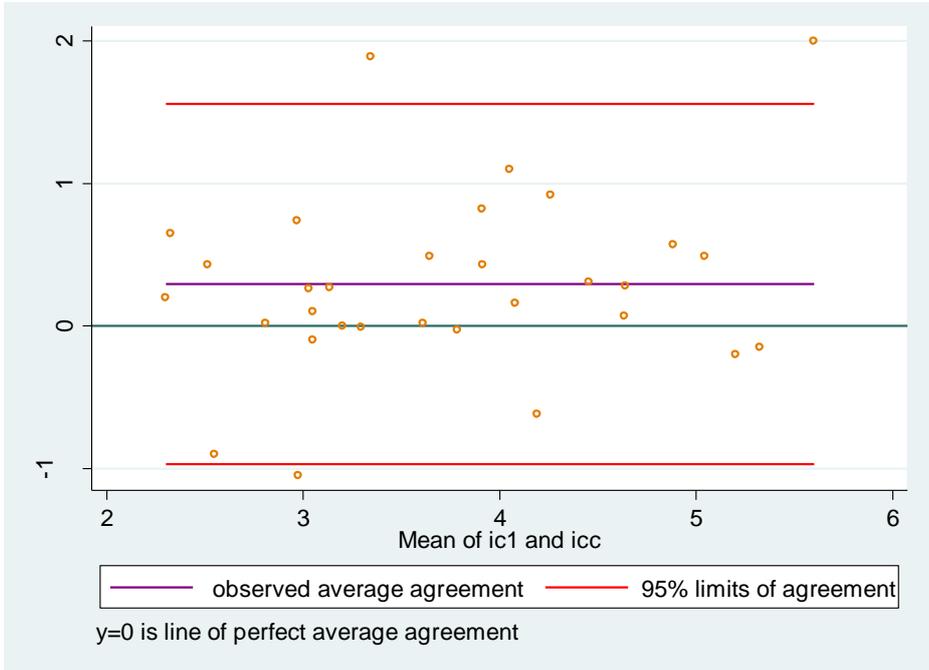


Gráfico 4.2.2: Bland- Altman plot IC – ICC hora 8

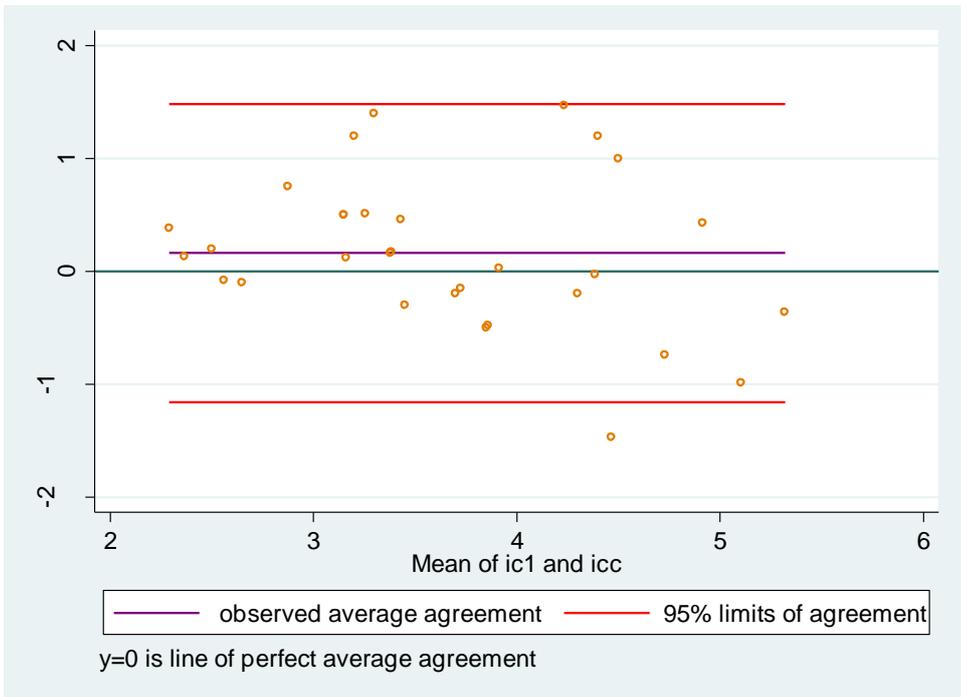


Gráfico 4.2.3: Bland- Altman plot IC –ICC hora 16

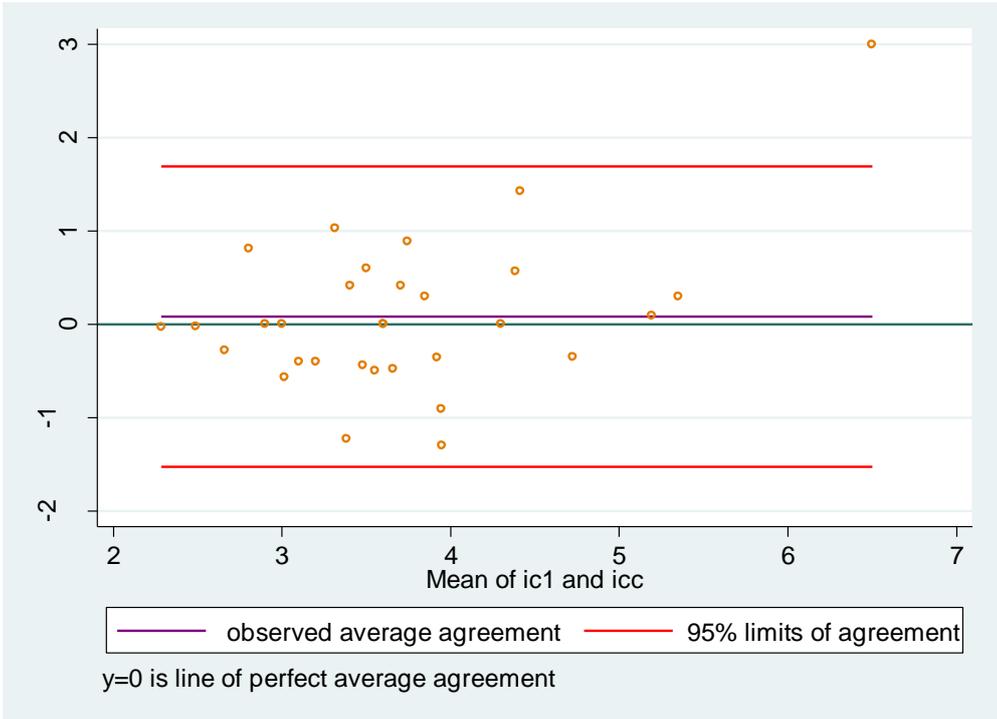


Gráfico 4.2.4: Bland- Altman plot IC –ICC hora 24

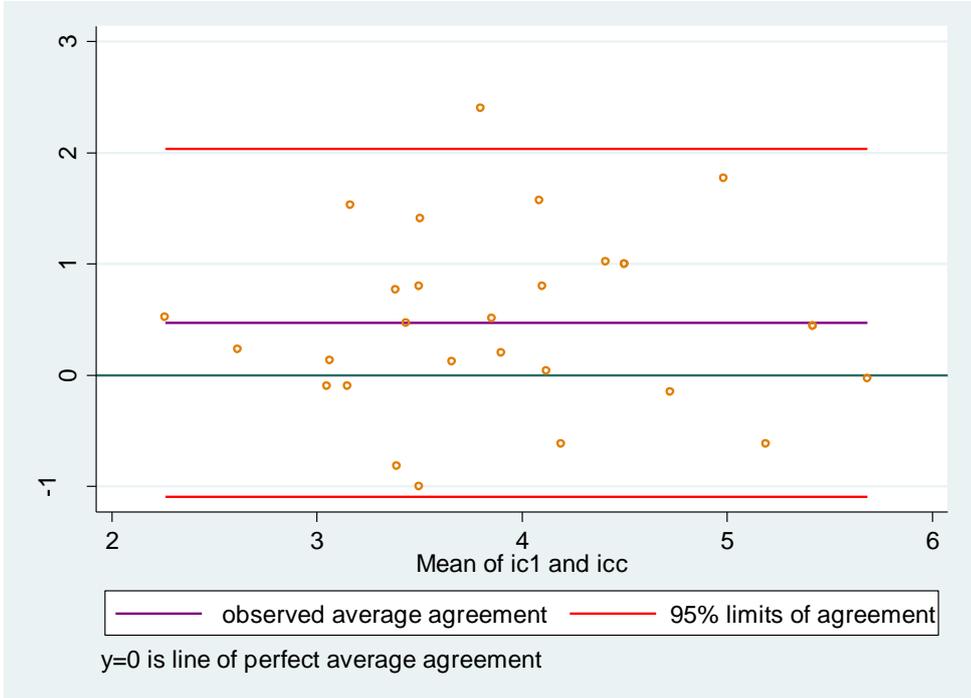
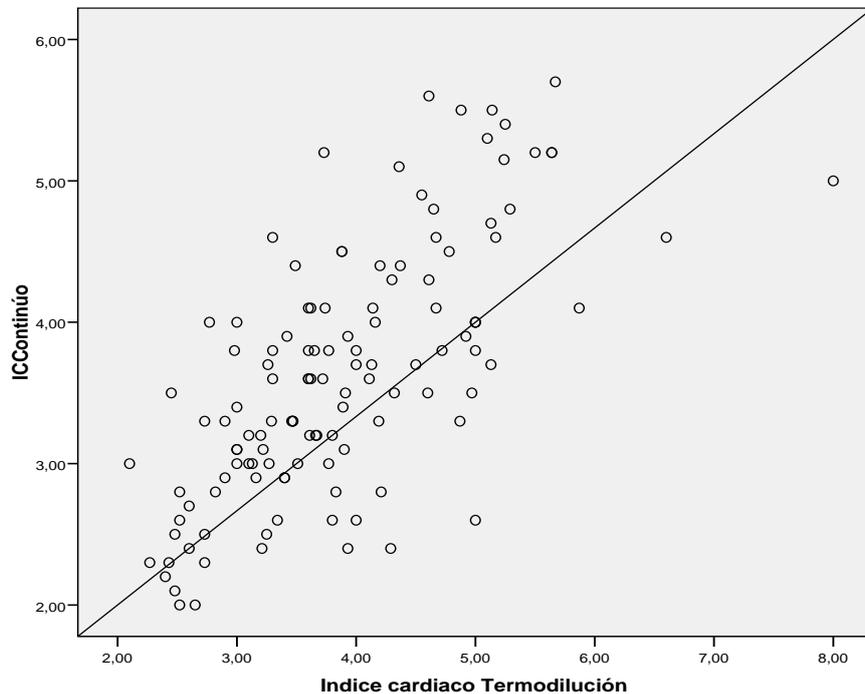


Grafico 4.2.5: correlación global de ICC – IC n=123; r= 0,694 p = 0.000



En estos resultados, vemos que para la correlación global se obtiene una r cercana a 0,7. Sin embargo, para el análisis más detallado en cada tiempo de registro existe un sesgo que hace que el ICC subestime la media del IC. Se obtienen límites de concordancia de hasta 2 puntos para valores de gasto cardiaco que han de situarse en torno a 4 L/min/m².

Resultado 4.3:

Parámetros de monitorización hemodinámica

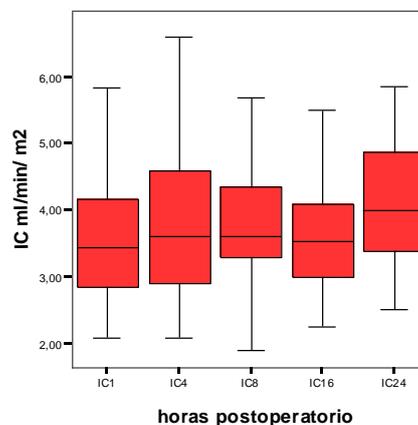
Inicialmente se exponen los datos obtenidos mediante la monitorización del PO CCV en los 35 pacientes estudiados. Los parámetros se han agrupado en función de su interés para determinar el gasto cardiaco y sus diversos determinantes. Los mismos se exponen en forma de tablas con su correspondiente representación de diagrama de cajas siguiendo la evolución horaria del PO. A continuación, se reseñan los resultados obtenidos mediante la monitorización tradicional. Por último, se resume el conjunto de datos de monitorización agrupados en función del diagnóstico de bajo gasto realizado en cada paciente.

4.3.1 Parámetros en relación al gasto cardiaco

4.3.1.1: Índice cardiaco

Tabla y gráfico 4.3.1.1: valores de índice cardiaco (L/min/m²)

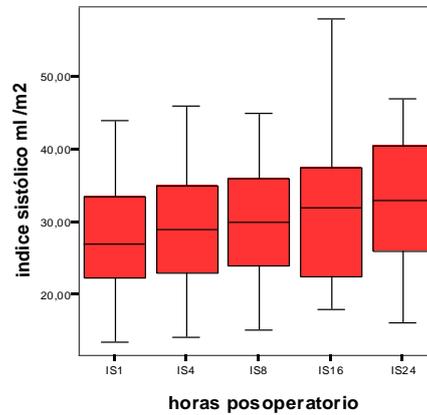
	IC1	IC4	IC8	IC16	IC24
Media	3,61	3,74	3,74	3,72	4,09
D. típica	,94	1,05	,90	1,11	,93
Mediana	3,44	3,62	3,62	3,54	4,00
Mínimo	2,09	2,10	1,90	2,27	2,52
Máximo	5,85	6,60	5,70	8,00	5,87
P ₂₅	2,81	2,83	3,27	3,00	3,13
P ₇₅	4,18	4,61	4,36	4,14	4,88



4.3.1.2: Índice sistólico

Tabla y gráfico 4.3.1.2: valores de índice sistólico (ml/m²)

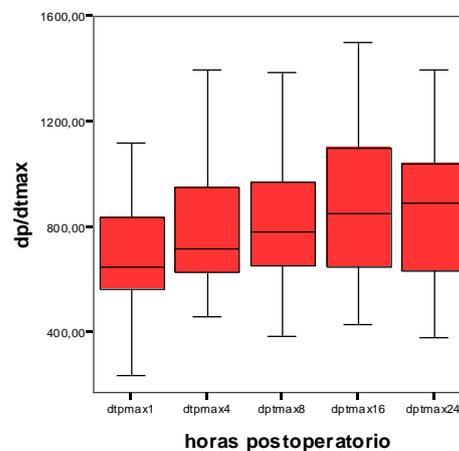
	IS1	IS4	IS8	IS16	IS24
Media	28,11	29,28	30,80	32,01	33,40
D. típica	7,82	9,44	9,23	9,97	8,82
Mediana	27,00	29,00	30,00	32,00	33,00
Mínimo	13,40	14,00	15,00	18,00	16,00
Máximo	44,00	55,00	56,00	58,00	47,00
P ₂₅	21,60	23,00	23,50	22,25	26,00
P ₇₅	33,75	35,00	36,50	37,75	41,00



4.3.1.3 Contractilidad

Tabla y gráfico 4.3.1.3: valores de Dp/dtmax (mmHg / s)

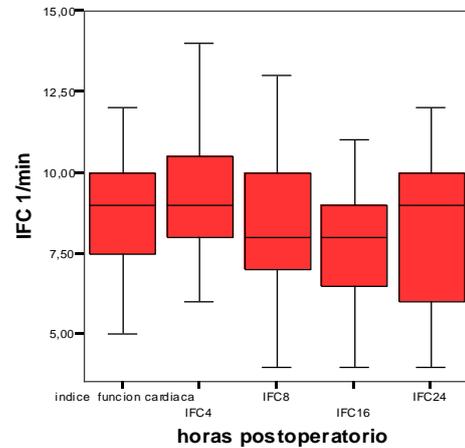
	dp1	dp4	dp8	dp16	dp24
Media	749	787	850	873	851
D. típica	348	227	267	281	271
Mediana	650	720	785	855	892
Mínimo	240	460	386	430	385
Máximo	1900	1400	1390	1500	1400
P ₂₅	549	631	653	642	626
P ₇₅	838	955	998	1105	1044



4.3.1.4: Índice de función cardiaca

Tabla y gráfico 4.3.1.4: valores de Índice de Función Cardiaca (1/ min)

	IFC1	IFC4	IFC8	IFC16	IFC24
Media	9,06	9,52	8,60	7,81	8,38
D. típica	2,21	2,29	2,31	1,73	2,30
Mediana	9,00	9,00	8,00	8,00	9,00
Mínimo	5,00	4,00	4,00	4,00	4,00
Máximo	14,00	14,00	15,00	11,00	12,00
P ₂₅	7,25	8,00	7,00	6,25	6,00
P ₇₅	10,00	11,00	10,00	9,00	10,00

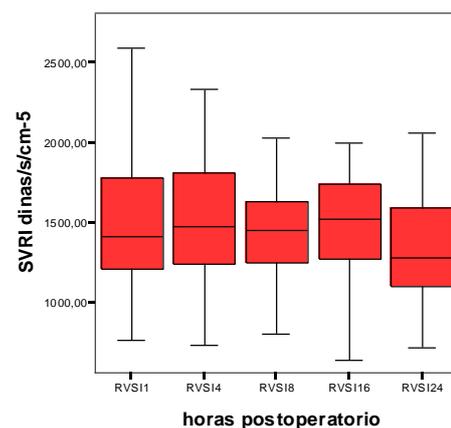


4.3.2. Parámetros de poscarga

4.3.2.1: Índice de Resistencia Vasculat Sistémica

Tabla y gráfico 4.3.2.1: valores de SVRI ($\text{dyn} \cdot \text{s} \cdot \text{cm}^{-5}/\text{m}^2$)

	RVSI1	RVSI4	RVSI8	RVSI16	RVSI24
Media	1538	1519	1501	1465	1385
D. típica.	458	452	403	353	352
Mediana	1410	1477	1451	1523	1278
Mínimo	766	730	800	643	720
Máximo	2654	2729	2693	2000	2063
P ₂₅	1205	1234	1249	1248	1090
P ₇₅	1787	1818	1636	1742	1610

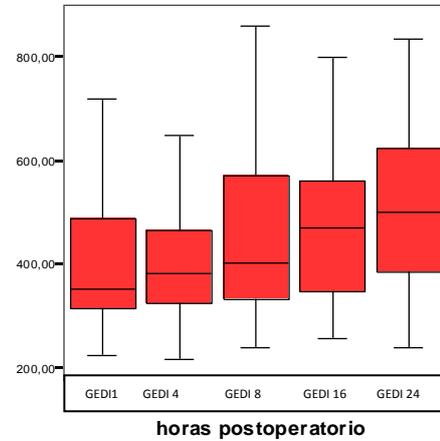


4.3.3. Parámetros de precarga

4.3.3.1: Índice de volumen telediastólico global

Tabla y gráfico 4.3.3.1: valores de GEDI (ml / m²)

	GEDI1	GEDI4	GEDI8	GEDI16	GEDI24
Media	399	410	459	492	542
D típica	118	122	169	192	223
Mediana	353	383	402	471	500
Mínimo	226	218	240	257	240
Máximo	720	697	860	1013	1230
P ₂₅	309	321	329	339	372
P ₇₅	494	469	575	566	645



4.3.3.2: Variación del volumen sistólico (pacientes en ventilación mecánica)

Tabla y gráfico 4.3.3.2: valores de VVS (%)

	VVS1	VVS4	VVS8	VVS16	VVS24
N	35	32	21	16	12
Media	14,36	12,00	12,04	12,75	11,66
D típica	6,43	4,76	4,62	4,21	6,15
Mediana	13,00	11,00	11,00	13,00	9,00
Mínimo	6,00	6,00	5,00	6,00	5,00
Máximo	30,00	29,00	20,00	20,00	26,00
P ₂₅	9,75	9,00	8,50	10,00	8,00
P ₇₅	16,50	15,00	16,50	16,00	16,50

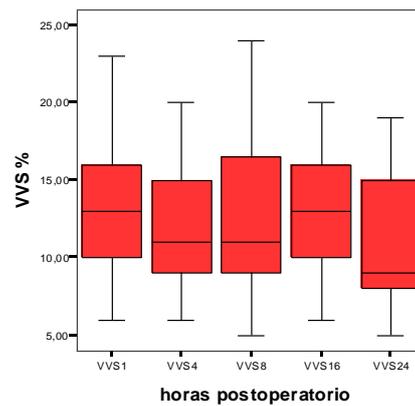
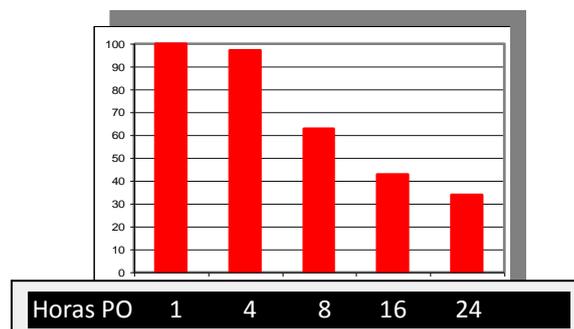


Gráfico 4.3.3.3: Pacientes sometidos a V. mecánica invasiva (%)

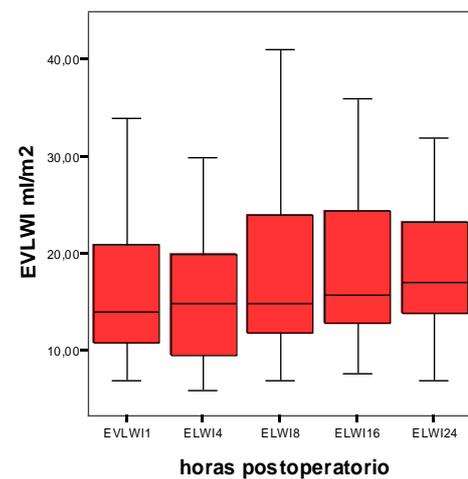


4.3.4. Parámetros de edema pulmonar

4.3.4.1: Índice de Agua extravascular pulmonar

Tabla y gráfico 4.3.4.1.1: valores de EVLWI (ml / kg)

	EVLWI 1	EVLWI 4	EVLWI 8	EVLWI 16	EVLWI 24
Media	17,54	17,27	19,35	20,90	20,80
D. típica	9,41	9,64	11,66	13,72	11,33
Mediana	14,10	15,00	15,00	15,80	17,20
Mínimo	7,00	6,00	7,00	7,80	7,00
Máximo	49,00	48,00	50,00	69,00	50,00
P ₂₅	11,00	9,40	12,00	13,00	13,00
P ₇₅	21,00	20,00	27,00	24,75	23,70



La comparación de los valores de EVLWI en función de la situación respecto al sometimiento a ventilación mecánica se realiza en la tabla 4.3.4.2. Se observa la existencia de una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0.016$), siendo más bajos los valores una vez extubados los pacientes.

Tabla 4.3.4.1.2: valores de EVLWI (ml / kg)

	Ventilación mecánica	
	SI	NO
n	110	53
Media	20.45	16,38
D. típica	11.95	8,94
Mediana	16.45	14
Mínimo	6	7
Máximo	69	50
P ₂₅	12	11
P ₇₅	27	18

A continuación, se ha intentado valorar la relación entre el EVLWI y la edad o el peso, lo que se refleja en la *tabla 4.3.4.1.3*

Tabla 4.3.4.1.3: correlación EVLWI (ml / kg) -peso (kg) -edad (meses)

	peso	edad
Correlación de Pearson	-,273(**)	-,172(*)
Sig. (bilateral)	,000	,028
N	163	163

Si tenemos en cuenta la situación de sometimiento o no a ventilación mecánica cuando se realiza la medición del EVLWI, vemos que la débil, aunque estadísticamente significativa, correlación inversa observada se hace más relevante en los pacientes extubados (*tabla 4.3.4.1.4*)

Tabla 4.3.4.1.4 correlación EVLWI (ml / kg)-peso (kg)-edad (meses) en función de VM

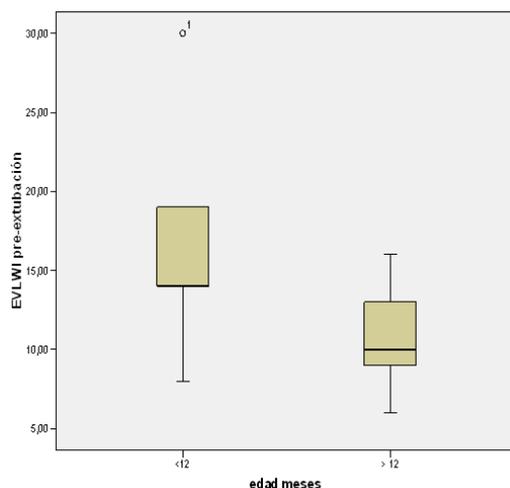
V. Mecánica	Correlación de Pearson	peso	edad
NO		-,570(**)	-,464(**)
	Sig. (bilateral)	,000	,000
	N	53	53
SI		-,227(*)	-,111
	Sig. (bilateral)	,017	,249
	N	110	110

En un intento de valorar la situación de edema pulmonar que permite la extubación, se ha recogido en la *tabla y gráfico 4.3.4.1.5* el dato de EVLWI de la medición previa a la extubación. Únicamente, se dispone del dato en los 18 pacientes que se extuban dentro de la 24 horas que dura el estudio. Se aprecia un valor superior para el EVLWI en los menores a 12 meses, aunque la escasa muestra no permite posteriores análisis estadísticos.

Tabla 4.3.4.1.5: mediana y rangos de edades (meses) y EVLWI (ml/kg) previo a extubación agrupados por edad

	n	Edad	EVLWI
Total	18	32 (8-144)	11,5 (6-30)
Menores de 12 meses	5	10 (8-12)	17 (8 – 30)
Mayores de 12 meses	13	42 (14-144)	10,7 (6 – 16)

Gráfico 4.3.4.1.5: EVLWI (ml/kg) previo a extubación agrupados por edad (meses)

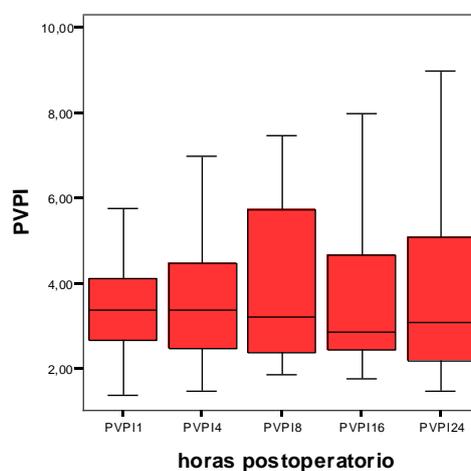


En el gráfico destaca un paciente menor de 12 meses con un EVLWI de 30 ml/kg. Se trata de un lactante de 8 meses intervenido de T. de Fallot que presentó un derrame pleural siendo ese registro de EVLWI a las 4 h PO. Tras colocación un tubo torácico pudo ser extubado, registrándose 2 horas más tarde un EVLWI de 18 ml/kg.

4.3.4.2 Índice de permeabilidad vascular pulmonar

Tabla 4.3.4.2.1: valores de PVPI

	PVPI1	PVPI4	PVPI8	PVPI16	PVPI24
Media	3,74	3,81	3,90	3,91	3,97
D típica	1,70	1,88	1,85	2,19	3,29
Mediana	3,40	3,40	3,25	2,90	3,10
Mínimo	1,40	1,50	1,90	1,80	1,50
Máximo	9,00	8,50	7,50	9,50	10,00
P ₂₅	2,60	2,47	2,40	2,40	2,17
P ₇₅	4,30	4,72	5,77	4,80	5,12



En la tabla 4.3.4.2.2 se analiza por separado el dato de PVPI en función de la situación de VM, existiendo una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0.000$) con un descenso de PVPI tras extubación.

Tabla 4.3.4.2.2: valores de PVPI en relación a VM

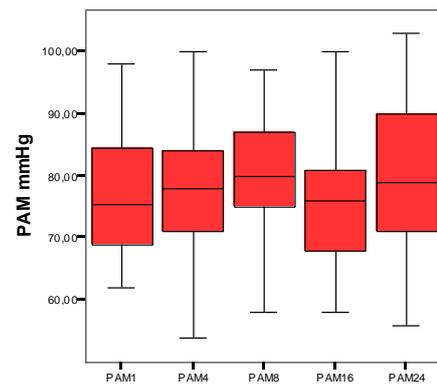
Ventilación Mecánica		
	SI	NO
n	107	49
Media	4.24	3
D. típica	1.95	1.58
Mediana	3.7	2.4
Mínimo	1.40	1.50
Máximo	9.50	9
P ₂₅	2.6	2.1
P ₇₅	5.4	2.9

4.3.5 Parámetros clásicos

4.3.5.1 Presión arterial media

Tabla 4.3.5.1: valores de valores de PAM (mmHg)

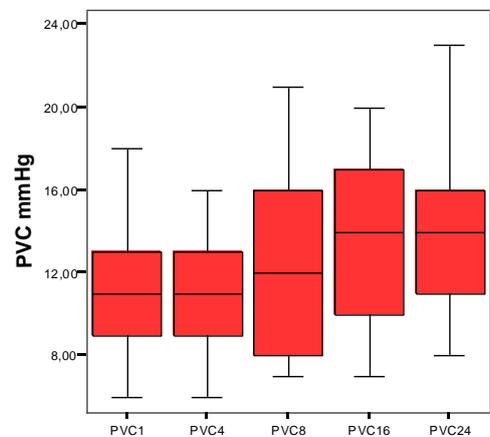
	PAM1	PAM4	PAM8	PAM16	PAM24
Media	76,59	76,68	79,18	74,87	80,41
D típica	9,40	10,91	9,72	8,91	12,93
Mediana	75,50	78,00	80,00	75,00	80,00
Mínimo	62,00	45,00	56,00	58,00	56,00
Máximo	98,00	100,00	97,00	92,00	103,00
P ₂₅	69,00	71,00	73,50	68,00	72,00
P ₇₅	84,75	84,00	87,00	81,00	91,00



4.3.5.2 Presión venosa central

Tabla 4.3.5.2: valores de valores de PVC (mmHg)

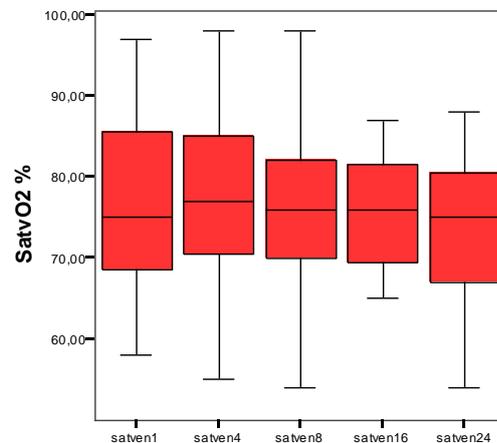
	PVC1	PVC4	PVC8	PVS16	PVC24
Media	11,25	11,65	12,21	12,75	13,54
D. típica	3,75	3,61	4,31	4,21	3,45
Mediana	11,00	11,00	12,00	13,00	14,00
Mínimo	6,00	6,00	7,00	6,00	8,00
Máximo	22,00	24,00	21,00	20,00	22,00
P ₂₅	9,00	9,00	8,00	10,00	11,00
P ₇₅	13,00	13,00	16,00	16,00	16,00



4.3.5.3 Saturación venosa central

Tabla 4.3.5.3: valores de Svc O₂ (%)

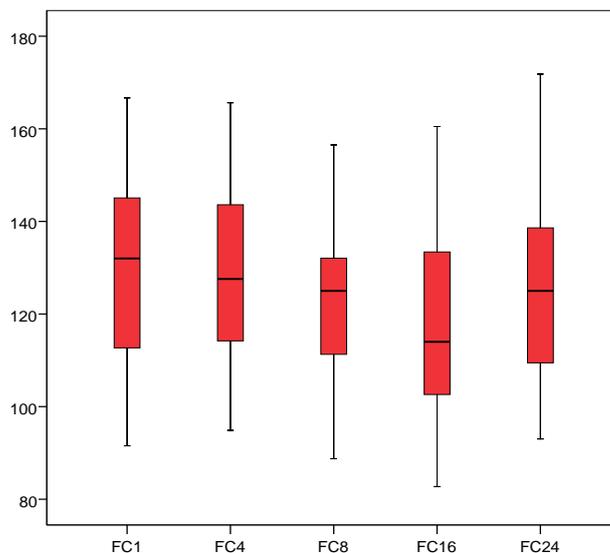
	Svc O ₂ 1	SvcO ₂ 4	Svc O ₂ 8	SvcO ₂ 16	SvcO ₂ 24
Media	74,75	76,42	75,30	74,53	74,12
Mediana	75,00	77,00	76,00	76,00	75,00
D típica	14,30	12,91	12,57	10,37	8,93
Mínimo	36,00	39,00	42,00	49,00	54,00
Máximo	97,00	98,00	98,00	87,00	88,00
P ₂₅	68,25	70,00	70,00	69,25	67,00
P ₇₅	85,75	85,00	82,50	81,75	81,00



4.3.5.4 Frecuencia cardiaca

Tabla 4.3.5.3: valores de FC (latidos/ min)

	FC1	FC4	FC8	FC16	FC24
Media	129	130	123	117	124
D. típica	19,74	18,73	14,55	19,92	20,67
Mediana	132	128	125	114	125
Mínimo	91	95	89	82	93
Máximo	167	166	157	160	172
P ₂₅	113	114	111	103	109
P ₇₅	145	143	132	133	139



4.3.6 Valores de monitorización globales y bajo gasto clínico

Analizando el conjunto de los datos independientemente de la hora del PO en que se recogen, se consigue una valoración más global y que reúne un mayor número de observaciones. En la tabla 4.3.6 se exponen los datos en conjunto, comparando a los pacientes que presentaron diagnóstico clínico de bajo gasto. Se observan diferencias estadísticamente significativas en parámetros clásicos (PAM, PVC, SvcO₂) y también de TDTP femoral (IC, IS, GEDI, EVLWI, PVPI) para los 6 pacientes etiquetados clínicamente como bajo gasto.

Tabla 4.3.6: Mediciones globales y agrupadas según diagnóstico de bajo gasto clínico (media + SD).

	Total 35 pacientes 163 mediciones	No bajo gasto 29 pacientes 138 mediciones	Bajo Gasto 6 pacientes 25 mediciones	p
IC*	3,78 ± 1,00	3,91 ± 0,97	3,08 ± 0,83	0,000
IS*	30,65 ± 9,19	32,35 ± 8,62	21,25 ± 6,13	0,000
Dp/dtmax	817 ± 286	813 ± 251	892 ± 421	0,993
IFC	8,98 ± 4,92	9,09 ± 5,29	8,40 ± 1,76	0,570
RVSI	1482 ± 407	1478 ± 402	1501 ± 445	0,449
GEDI*	456 ± 175	465 ± 165	404 ± 216	0,004
VVS ⁺	12,72 ± 5,36	13,24 ± 5,37	10,74 ± 4,97	0,014
EVLWI*	19,13 ± 11,20	16,83 ± 8,57	31,80 ± 15,14	0,000
PVPI*	3,85 ± 1,93	3,45 ± 1,61	6,52 ± 1,79	0,000
PAM*	77,57 ± 10,47	78,87 ± 9,88	70,32 ± 10,88	0,000
PVC*	12,49 ± 3,87	11,87 ± 3,55	15,92 ± 3,80	0,000
SvcO ₂ *	74,97 ± 11,84	77,36 ± 9,70	61,80 ± 13,98	0,000

⁺ n = 116 (23 con bajo gasto)

Se señalan * las diferencias significativas (U de Mann-Whitney) entre las mediciones del grupo de 29 pacientes sin Bajo gasto respecto a los 6 diagnosticados.

Resultado 4.4:

Detección de bajo gasto mediante TDTP y su correlación con la evolución del paciente

4.4.1 Detección de pacientes con $IC < 3 \text{ l/min/m}^2$

En relación a la capacidad del dispositivo de detectar pacientes con bajo gasto instrumental ($IC < 3 \text{ L/min/m}^2$) independientemente de la valoración clínica, hemos encontrado que de los 35 pacientes estudiados, 18 han mantenido su $IC \geq 3 \text{ L/min/m}^2$ en todas las determinaciones, habiendo presentado 17 niños algún valor inferior en su evolución. El dispositivo detecta correctamente los 6 pacientes ya catalogados como bajo gasto clínico, pero además otros 11 cardiópatas presentaron en algún momento del primer día postoperatorio $IC < 3 \text{ L/min/m}^2$ (tabla 4.4.1).

Tabla 4.4.1: Comparación de bajo gasto clínico vs instrumental

		$CI \geq 3$	$CI < 3$	Total
Bajo gasto clínico	sí	0	6	6
	no	18	11	29
Total		18	17	35

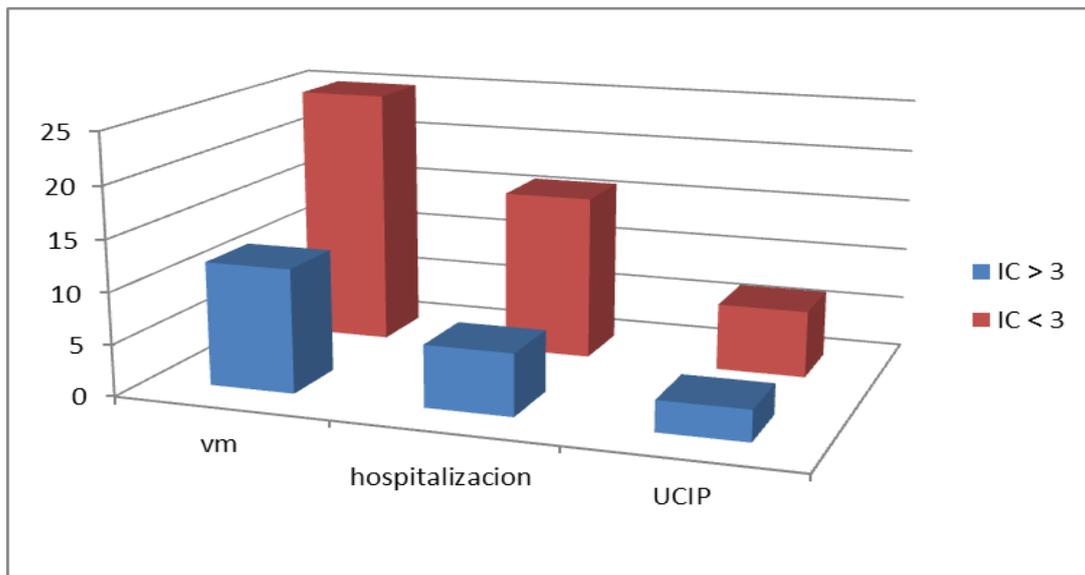
4.4.2: Evolución de los pacientes con $IC < 3 \text{ l/min/m}^2$

El interés radica en conocer si estos pacientes etiquetados como bajo gasto instrumental tienen diferente evolución clínica. Si analizamos este grupo de 16 pacientes (uno fallece), observamos que presentan tiempos de ventilación mecánica mayores, así como estancias en UCIP y hospitalarias significativamente más prolongadas (tabla y gráfico 4.4.2)

Tabla 4.4.2: comparación de la evolución de los pacientes según IC < 3 l/min/m²

	Ingreso UCIP días	Ingreso hospital días	Ventilación mecánica horas		Ingreso UCIP días	Ingreso hospital días	Ventilación mecánica horas
IC>3	18	18	18	IC <3	16	16	16
Media	3,67	7,33	15,44	Media	8,19	19,00	56,93
D típica	1,534	3,378	12,92	D típica	8,010	15,714	104,21
Mediana	3,00	6,00	12,00	Mediana	6,50	16,00	25,00
Mínimo	2	2	3,00	Mínimo	2	4	6,00
Máximo	7	15	48,00	Máximo	34	50	432,00
P ₂₅	2,00	5,00	7,00	P ₂₅	3,25	6,50	8,50
P ₇₅	5,00	10,00	19,50	P ₇₅	9,50	19,75	48,00
U de Mann-Whitney					,004	,025	,048

Gráfico 4.4.2: comparación de la evolución de los pacientes según IC < 3 l/min/m²



4.4.3: Parámetros de monitorización en los pacientes con IC < 3 l/min/m²

Si analizamos todos los parámetros de monitorización empleada entre quienes consiguen mantener el IC en todas las mediciones y los que presentan bajo gasto mediante determinación a través de TDTP, se encuentran de nuevo diferencias estadísticamente significativas que se reflejan en la *tabla 4.4.3*.

Tabla 4.4.3: Parámetros según bajo gasto instrumental (IC < 3 l/min/m²).

	Total 35 pacientes 163 mediciones	No bajo gasto 18 pacientes 85 mediciones	Bajo Gasto 17 pacientes 78 mediciones	p
IC*	3,78 ± 1,00	4,23 ± 0,92	3,28 ± 0,82	0,000
IS*	30,65 ± 9,19	35,14 ± 7,90	25,75 ± 7,93	0,000
Dp/dtmax	817 ± 286	823 ± 254	824 ± 310	0,977
IFC	8,98 ± 4,92	8,96 ± 2,42	9,01 ± 6,67	0,942
RVSI *	1482 ± 407	1353 ± 326	1623 ± 441	0,000
GEDI*	456 ± 175	487 ± 167	421 ± 176	0,016
VVS ⁺	12,72 ± 5,36	12,09 ± 4,53	13,30 ± 6,01	0,241
EVLWI*	19,13 ± 11,20	17,33 ± 9,76	21,09 ± 12,35	0,034
PVPI*	3,85 ± 1,93	3,36 ± 1,68	4,42 ± 2,05	0,001
PAM	77,57 ± 10,47	78,47 ± 9,55	76,59 ± 11,36	0,256
PVC*	12,49 ± 3,87	11,34 ± 3,12	13,72 ± 4,21	0,000
SvcO ₂ *	74,97 ± 11,84	78,14 ± 10,34	71,51 ± 10,45	0,000

⁺ n= VVS 116 (57 bajo gasto instrumental)

Se señalan * las diferencias significativas (U de Mann-Whitney) entre las mediciones del grupo de 18 pacientes con IC < 3 l/min/m² respecto al resto

Los parámetros de monitorización obtenidos en este grupo de 18 pacientes que mantiene el $IC \geq 3 \text{ L/min/m}^2$ (tabla 4.4.3) que presentaron diferencias estadísticamente significativas, se comparan con los parámetros de los niños intervenidos que mantuvieron el gasto cardiaco desde el punto de vista clínico (tabla 4.3.6). Estos datos se recogen en la tabla 4.4.4 junto con los registros conjuntos.

Tabla 4.4.4: Comparación de parámetros: GC clínico adecuado vs $IC \geq 3 \text{ L/min/m}^2$

Parámetro	Unidades	Total	No bajo gasto Clínico	IC > 3
		35 pacientes 163 mediciones	29 pacientes 138 mediciones	18 pacientes 85 mediciones
IC	L/min/m ²	3,78 ± 1,00	3,91 ± 0,97	4,23 ± 0,92
IS	ml/m ²	30,65 ± 9,19	32,35 ± 8,62	35,14 ± 7,90
RVSI	dyn·s·cm ⁻⁵ /m ²	1482 ± 407	1478 ± 402	1353 ± 326
GEDI	ml/m ²	456 ± 175	465 ± 165	487 ± 167
EVLWI	ml/kg	19,13 ± 11,20	16,83 ± 8,57	17,33 ± 9,76
PVPI		3,85 ± 1,93	3,45 ± 1,61	3,36 ± 1,68
PVC	mmHg	12,49 ± 3,87	11,87 ± 3,55	11,34 ± 3,12
SvcO ₂	%	74,97 ± 11,84	77,36 ± 9,70	78,14 ± 10,34

Resultado 4.5:

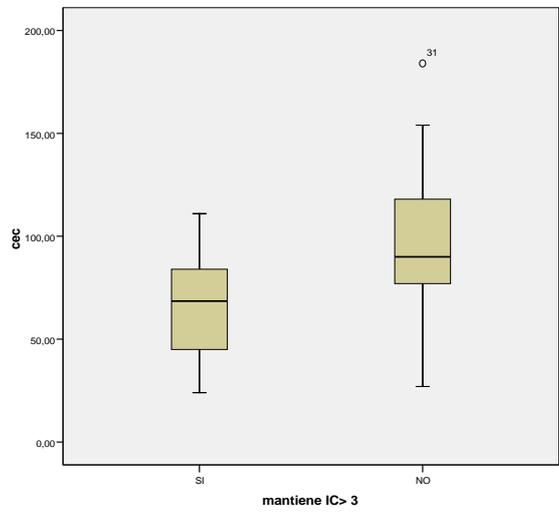
Factores de riesgo de bajo gasto (IC < 3 L/min/m²)

Se han valorado los factores propios del paciente (peso, edad, riesgo quirúrgico) o de la intervención (tiempo de circulación extracorpórea y parada) que se relacionan con IC bajos (IC < 3 L/min/m²). Ello sería útil para conocer en qué casos sería aconsejable la monitorización rutinaria del IC. En la *tabla 4.5.1* se detallan estos resultados. El nivel de riesgo quirúrgico y el tiempo de circulación extracorpórea (*gráfico 4.5.1*) se muestran como factores relevantes.

Tabla 4.5.1: factores de riesgo según bajo gasto instrumental CI < 3 l/min/m²

pacientes			cirugía			
	peso kg	edad meses	Nivel *	CEC * minutos	parada minutos	
IC ≥ 3 l/min/m ²	18	18	18	18	18	
Media	12,39	34,28	1,83	66,77	41,11	
Mediana	11,00	32,00	2,00	68,50	40,50	
D típica	5,26	26,99	,62	27,22	21,88	
Mínimo	5,70	3,00	1,00	24,00	10,00	
Máximo	25,00	86,00	3,00	111,00	81,00	
Percentiles						
	25	7,82	10,00	1,00	44,75	17,75
	75	16,05	48,25	2,00	84,00	59,25
IC < 3 l/min/m ²	17	17	17	17	17	
Media	14,18	36,47	2,29	97,23	56,18	
Mediana	9,01	12,00	2,00	90,00	49,00	
D típica	13,43	49,11	,59	39,04	24,36	
Mínimo	3,80	3,00	1,00	27,00	7,00	
Máximo	57,00	144,00	3,00	184,00	103,00	
Percentiles						
	25	5,90	6,00	2,00	68,50	41,00
	75	16,50	51,50	3,00	121,50	75,50
U de Mann-Whitney	,437	,254	,033	,016	,077	

Gráfico 4.5.1: tiempo de CEC y bajo gasto instrumental



Resultado 4.6:

Correlación de los parámetros de monitorización hemodinámica con el gasto cardiaco

4.6.1: Determinantes del índice cardiaco

Si analizamos cuál es la relación del índice cardiaco con los otros datos de monitorización, encontramos que existe una relación directamente proporcional con la precarga medida mediante GEDI ($r = 0.630$) (*gráfico 4.6.1.1*) e inversa con la resistencia sistémica ($r = - 0.745$) (*gráfico 4.6.1.2*) y con la permeabilidad vascular pulmonar ($r = - 0.301$). De los parámetros clásicos, la $SvcO_2$ correlaciona débilmente ($r = 0.360$) y muy débilmente la PAM ($r = 0.174$). La *tabla 4.6.1.1* expone estos resultados realizados mediante correlación de Pearson.

Tabla 4.6.1: correlaciones del IC con otros parámetros de monitorización.

	n	r	p
GEDI	163	,630*	,000
RVSI	162	-,745*	,000
PVPI	156	-,301*	,000
$SvcO_2$	163	,360*	,000
PAM	163	,174*	,027
Dp/dtmax	150	,135	,100
IFC	163	,068	,391
VVS	116	-,027	,779
EVLWI	163	-,050	,528
PVC	163	-,127	,105

Grafico 4.6.1.1.: Correlación IC -GEDI

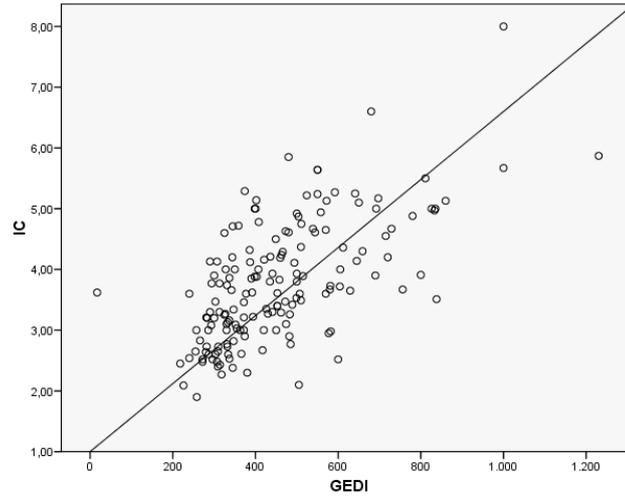
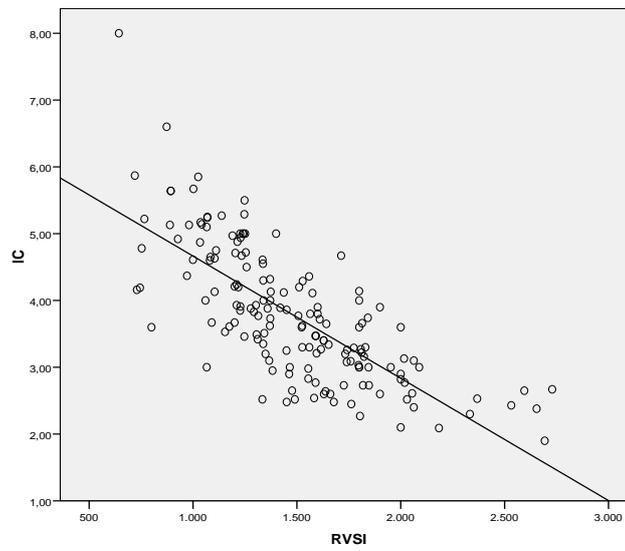


Grafico 4.6.1.2: Correlación IC – RVS1



4.6.2 Correlación entre la monitorización mediante TDTP y los parámetros clásicos

Si valoramos la relación de los parámetros de la monitorización clásica con los de PiCCO^R, vemos que aunque existen ciertas correlaciones, estas son muy débiles. Aun así, destacamos la relación negativa entre la SvcO₂ y la poscarga, los parámetros de edema pulmonar y fuga capilar; así como su lógica relación con el IC. Mientras que la PAS se relaciona fundamentalmente con la contractilidad, la PAD lo hace con la poscarga. La PAM obtiene significación para la contractilidad y las resistencias e inversamente correlaciona con la fuga capilar y el edema. Por último, la PVC lo hace débilmente con su homólogo en la medición de la precarga (GEDI). Estos resultados se recogen en la *tabla 4.6.2*.

Tabla 4.6.2: correlaciones de los parámetros clásicos con la monitorización PiCCO

		SatvcO ₂	PAS	PAD	PAM	PVC
Dp/dtmax	Correlación de Pearson	-,048	,381	,058	,279	,093
	Sig. (bilateral)	,554	,000	,476	,001	,254
IFC	Correlación de Pearson	,031	,024	-,082	-,025	-,118
	Sig. (bilateral)	,694	,758	,300	,747	,134
IC	Correlación de Pearson	,360	,095	,100	,142	,046
	Sig. (bilateral)	,000	,225	,205	,071	,561
IS	Correlación de Pearson	,409	,192	,009	,178	-,103
	Sig. (bilateral)	,000	,014	,906	,023	,189
RVSI	Correlación de Pearson	-,199	,192	,303	,394	-,052
	Sig. (bilateral)	,011	,015	,000	,000	,512
EVLWI	Correlación de Pearson	-,460	-,247	-,143	-,290	,062
	Sig. (bilateral)	,000	,001	,069	,000	,433
GEDI	Correlación de Pearson	,103	-,034	,201	,102	,208
	Sig. (bilateral)	,192	,668	,010	,196	,008
PVPI	Correlación de Pearson	-,353	-,219	-,050	-,226	,254
	Sig. (bilateral)	,000	,007	,538	,005	,002
VVS	Correlación de Pearson	-,021	,278	,139	,223	-,111
	Sig. (bilateral)	,827	,003	,149	,019	,249

4.6.3 Efecto de la hipovolemia

A continuación (*tabla 4.6.3.1*) se valora la influencia de la hipovolemia, definida como $GEDI < 390 \text{ ml/m}^2$, en el resto de los parámetros. Vemos que las situaciones de hipovolemia se relacionan con saturaciones venosas de oxígeno menores (*gráfico 4.6.3.1*) y gasto cardiaco más bajo (*gráfico 4.6.3.2*). Por el contrario, aumentan las resistencias (*gráfico 4.6.3.3*) y la fuga capilar (*gráfico 4.6.3.4*). Es destacable, asimismo, la ausencia de significación estadística para la VVS y la PVC.

Tabla 4.6.3.1: comparación de los registros en situación de hipovolemia: $GEDI < 390$

Hipovolemia $GEDI < 390 \text{ ml/m}^2$		N	Media	SD	p
SvcO ₂ *	si	71	72,20	12,94	0,008
	no	92	77,11	10,49	
IC *	si	71	3,19	,69	0,000
	no	92	4,23	,96	
RVSI *	si	70	1681	364	0,000
	no	92	1329	371	
PVPI *	si	66	4,38	1,94	0,003
	no	90	3,45	1,83	
EVLWI	si	71	18,59	11,86	0,591
	no	92	19,55	10,70	
Dp/dtmax	si	65	816	309	0,775
	no	85	828	256	
IFC	si	71	9,78	1,87	0,070
	no	92	8,37	6,29	
PAM	si	71	76,17	9,49	0,126
	no	92	78,71	11,13	
PVC	si	71	12,41	3,61	0,868
	no	92	12,51	4,07	
VVS	si	57	12,74	5,43	0,970
	no	59	12,70	5,34	

P obtenida mediante T Student

Gráfico 4.6.3.1: SvcO₂ en función de situación de hipovolemia

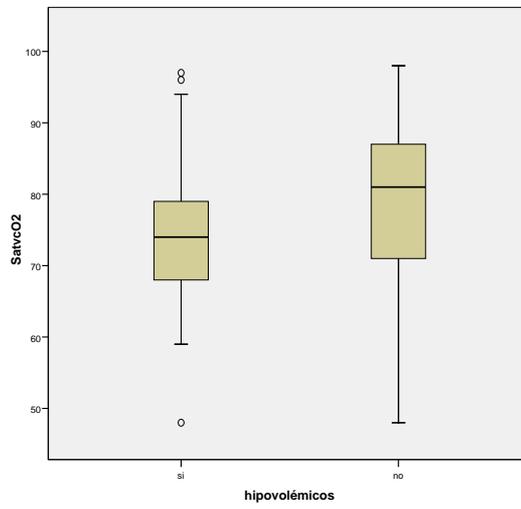


Gráfico 4.6.3.2: IC en función de situación de hipovolemia

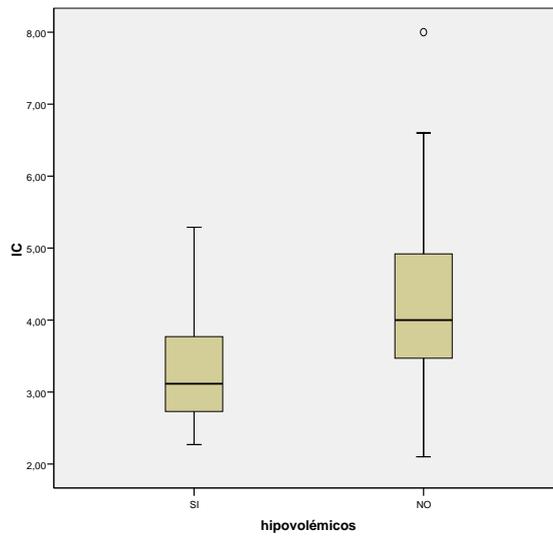


Gráfico 4.6.3.3: RVSI en función de situación de hipovolemia

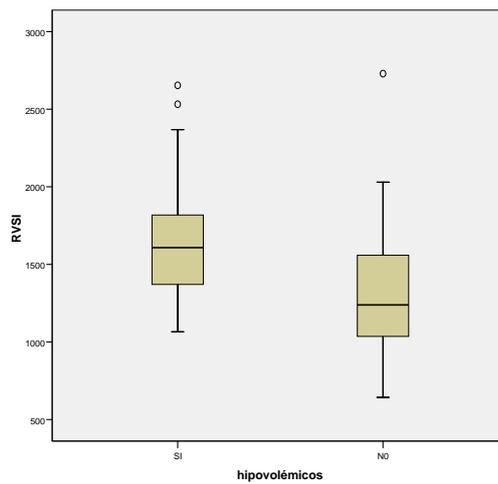
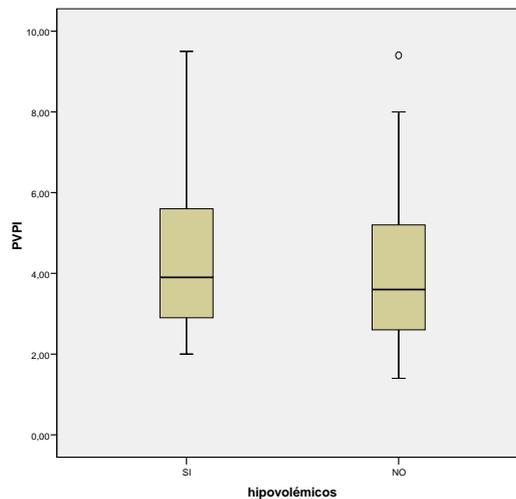


Gráfico 4.6.3.4: PVPI en función de situación de hipovolemia

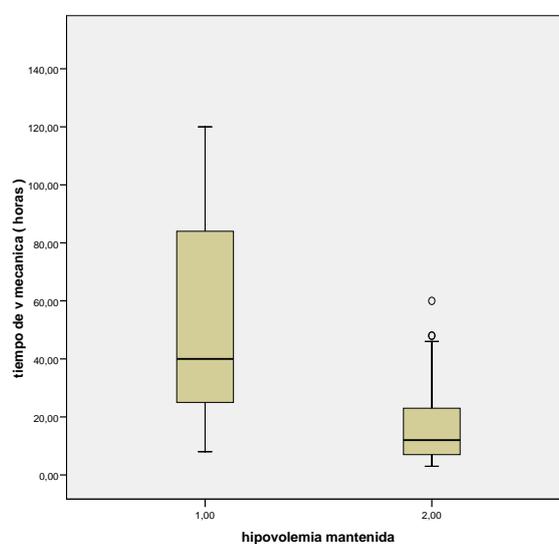


Para estudiar la influencia de la situación de hipovolemia sobre la evolución de los pacientes, hemos seleccionado al grupo que mantuvo $GEDI < 390 \text{ ml} / \text{m}^2$ en todas las determinaciones realizadas a lo largo de las primeras 24 h del PO. Estos 8 pacientes presentaron ingresos y tiempo de ventilación mecánica más prolongados (*tabla 4.6.3.2 y gráfico 4.6.3.5*).

Tabla 4.6.3.2: comparación de la evolución de los pacientes hipovolémicos

Hipovolemia mantenida	Estadístico	Ingreso UCIP días	Ingreso Hospital días	Ventilación mecánica horas
SI N = 8	Mediana	9,00	16,00	40,00
	Mínimo	2	4	8,00
	Máximo	34	50	432,00
	P ₂₅	4,50	8,50	24,50
	P ₇₅	15,75	39,25	102,00
NO N = 26	Mediana	3,50	6,50	12,00
	Mínimo	2	2	3,00
	Máximo	8	50	60,00
	P ₂₅	2,00	5,75	7,00
	P ₇₅	5,00	12,00	23,25
U de Mann-Whitney		,008	,048	,004

Gráfico 4.6.3.5: tiempo de ventilación mecánica respecto a situación de hipovolemia



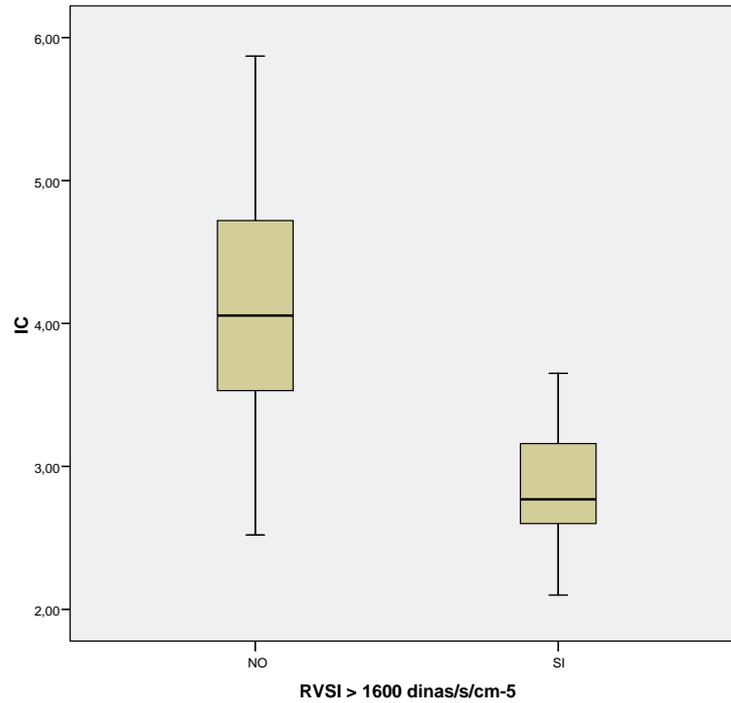
4.6.4 Efecto de la vasoconstricción

Asimismo, hemos querido estudiar la influencia del exceso de poscarga valorado como $RVSI > 1600 \text{ dyn.s/cm}^{-5}$. Hemos encontrado que estas mediciones se asocian con peor saturación venosa, peor gasto, menor precarga y mayor tensión arterial (*tabla y gráfico 4.6.4*).

Tabla 4.6.4: relación de $RVSI > 1600 \text{ dyn.s.cm}^{-5} / \text{m}^2$ con otros parámetros de monitorización

	RVSI > 1600	N	Media	SD	p
SatvcO ₂ *	si	56	72,29	10,84	0,024
	no	106	76,63	11,90	
IC *	si	56	3,00	,55	0,000
	no	106	4,19	,93	
GEDI *	si	56	384	117	0,000
	no	106	494	188	
PAM *	si	56	81,52	8,80	0,001
	no	106	75,66	10,75	
Dp/dtmax	si	49	853	314	0,352
	no	100	808	262	
IFC	si	56	9,11	7,77	0,818
	no	106	8,92	2,38	
EVLWI	si	56	17,70	8,673	0,286
	no	106	19,42	11,367	
PVPI	si	55	4,17	1,88	0,122
	no	101	3,67	1,94	
PVC	si	56	12,86	3,84	0,349
	no	106	12,25	3,90	
VVS	si	40	13,43	5,98	0,364
	no	75	12,44	5,01	

Gráfico 4.6.4: IC respecto a $\text{RVSI} > 1600 \text{ dyn.s.cm}^{-5} / \text{m}^2$



Sólo hemos registrado tres pacientes con determinaciones de $\text{RVSI} > 1600 \text{ dinas} / \text{s/cm}^{-5} / \text{m}^2$ de forma mantenida a lo largo del PO, por lo que no se ha podido analizar su evolución clínica frente al resto.

Resultado 4.7

Determinantes hemodinámicos relacionados con IC entre 3 y 5 L/min/m².

De las 163 determinaciones obtenidas, en 103 ocasiones se obtuvo un IC entre 3 y 5 L/min/m². En otras 42 mediciones fue inferior y en otras 18 superior. La siguiente tabla refleja los valores de los parámetros registrados comparando las mediciones con IC = 3-5 frente a las de IC < 3 L/min/m². Los resultados se expresan en forma de media e intervalo de confianza al 95 %. Las diferencias han sido estadísticamente significativas para la saturación venosa (*gráfico 4.7.1*) y la PVC (*gráfico 4.7.2*) dentro de los parámetros clásicos y para la GEDI, RVSI, EVLWI y PVPI (*gráficos 4.7.3 al 4.7.6*) dentro de los datos determinados por PiCCO^R.

Tabla 4.7.1: Parámetros en relación al IC. Datos en Media (IC 95 %).

	IC < 3 N=42	IC 3-5 N=103	P
SvcO ₂ *	70,02 ± 13,7 (66,77- 74,28)	76,00 ± 10,5 (73,95-78,05)	0,013
PVC *	13,71 ± 3,6 (12,59-12,84)	11,94 ± 3,9 (11,18-12,71)	0,012
PAM	74,74 ± 11,5 (71,17-78,31)	78,53 ± 10,3 (76,52-80,75)	0,053
GEDI*	347 ± 95 (318-377)	462 ± 151 (432-491)	0,000
RVSI*	1871 ± 394 (1749-1994)	1410 ± 288 (1353-1466)	0,000
EVLWI*	23,21 ± 11,4 (19,67-26,74)	16,74 ± 9,1 (14,96-18,51)	0,002
PVPI*	5,42 ± 2,1 (4,74-6,11)	3,26 ± 1,2 (3,01- 3,51)	0,000
Dp/dtmax	786 ± 362 (662 – 911)	812 ± 264 (760- 865)	0,651
IFC	8,02 ± 1,6 (7,53-8,52)	9,44 ± 6 (8,28-10,60)	0,131
VVS	12,41 ± 5,7 (10,41-14,41)	13,13 ± 5,2 (11,81-14,44)	0,537

T de Student

Gráfico 4.7.1: Saturación venosa respecto a grupo de IC

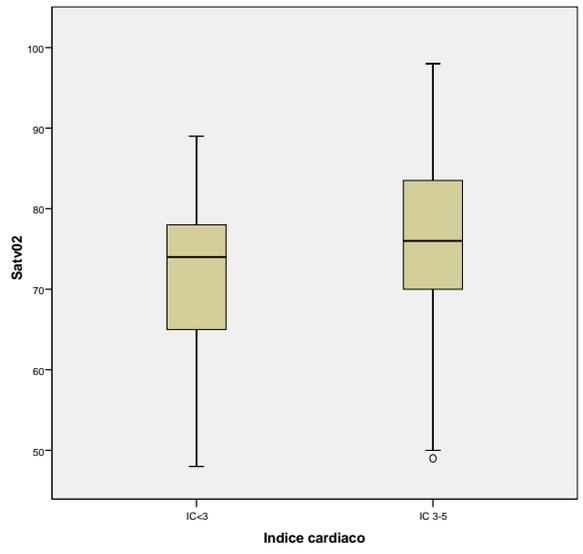


Gráfico 4.7.2: PVC respecto a grupo de IC

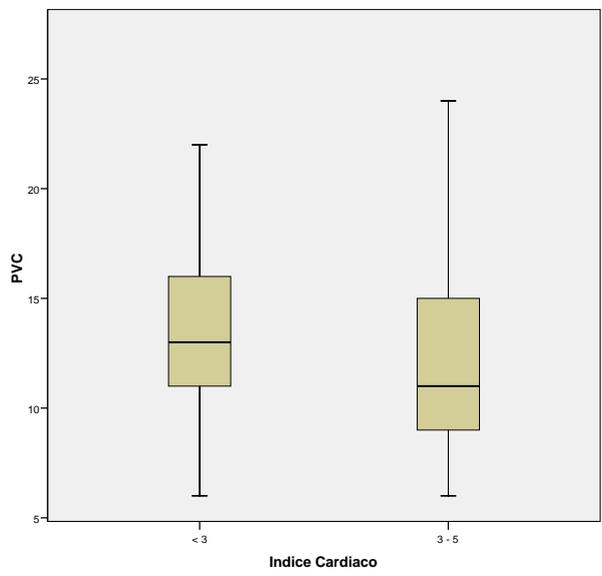


Grafico 4.7.3: GEDI respecto a grupo de IC

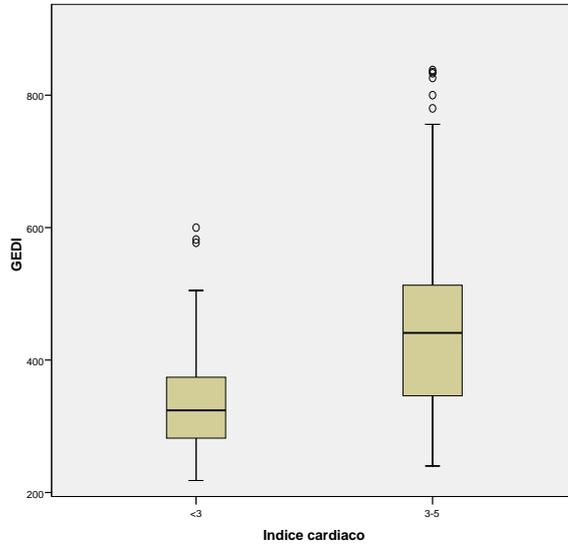


Gráfico 4.7.4: RVSI respecto a grupo de IC

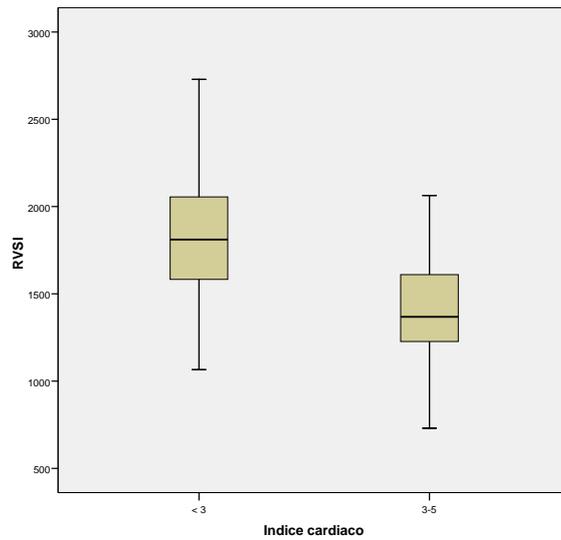


Gráfico 4.7.5: EVLWI respecto a grupo de IC

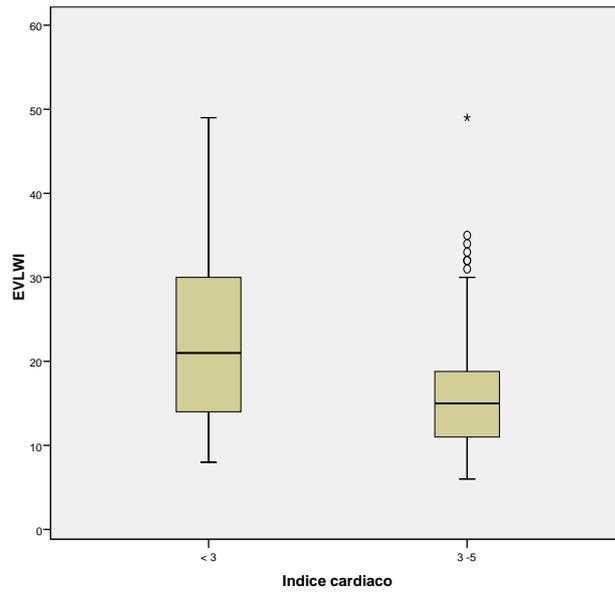
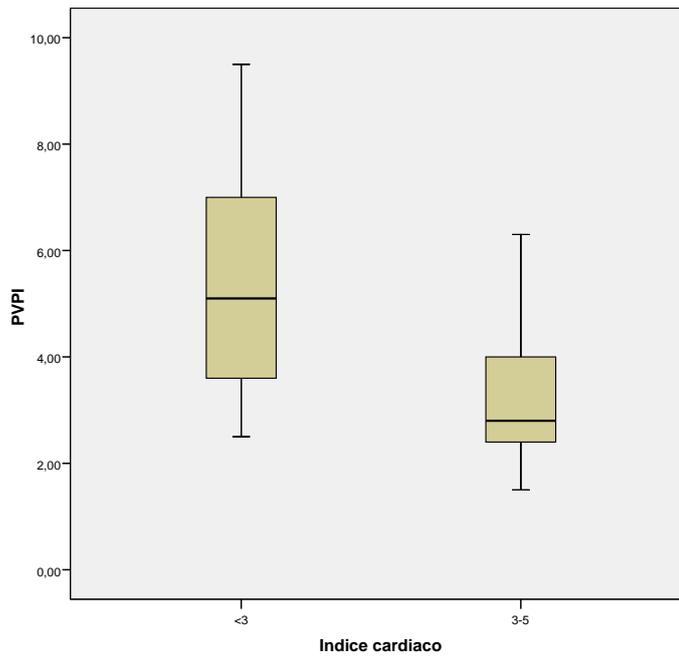


Gráfico 4.7.6: PVPI respecto a grupo de IC



Resultado 4.8

Valores de monitorización espectroscópica mediante sistema INVOS^R. Correlación con SvcO₂ e IC.

4.8.1 Descripción de la muestra

De los 45 pacientes con peso < 10 kilogramos intervenidos se monitorizaron 19 con PiCCO^R y de estos, 17 con INVOS^R. La edad de estos pacientes expresada como mediana y rango fue de 8 (3 - 34) meses. La mediana del peso fue 7,8 kg con un rango de 3,8 - 10. En esta serie se encuentra el único paciente fallecido de los del grupo de estudio.

4.8.2 Registro de valores de rSO₂

En la *tabla 4.8.2* se resumen los valores registrados en el conjunto de los 17 pacientes durante las primeras 24 horas PO.

Tabla 4.8.2 Valores de monitorización mediante INVOS (%)

	rSO ₂ c derecha	rSO ₂ c izquierda	rSO ₂ abdominal	rSO ₂ renal
n	72	72	76	76
Media	68,94	67,93	79,54	84,00
Mediana	67,00	67,00	82,00	86,50
SD	10,50	11,40	12,21	10,38
Mínimo	47,00	34,00	49,00	58,00
Máximo	95,00	95,00	95,00	95,00
Percentiles				
25	62,25	62,00	70,00	75,25
75	74,00	75,00	90,00	94,00

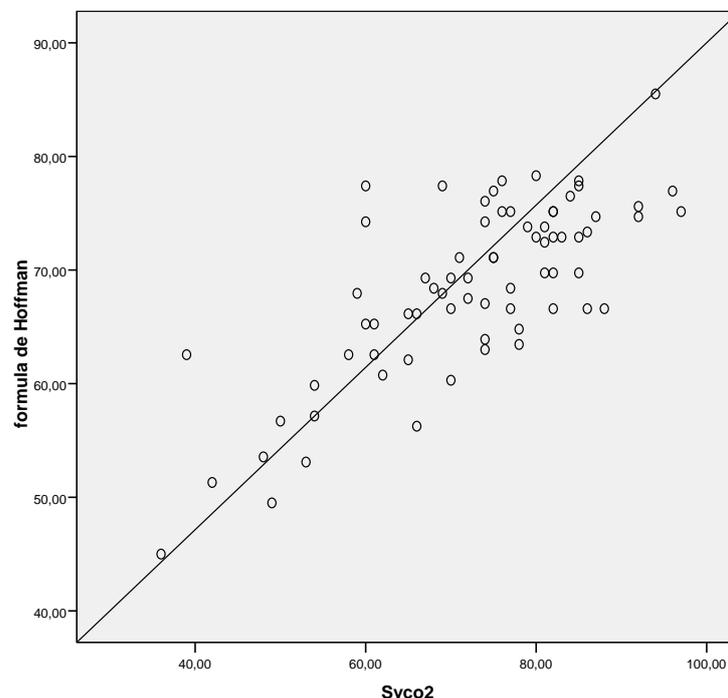
4.8.3 Correlación con SvcO₂

Se observó una correlación estadísticamente significativa entre la SvcO₂ y rSO₂c derecha (r= 0.54), rSO₂c izquierda (r= 0.63) y para la rSO₂r (r= 0.54), como se recoge en la *tabla 4.8.3.1*. Para la rSO₂a fue mucho menor.

Tabla 4.8.3.1: correlación global de la SvcO ₂ con INVOS				
	rSO ₂ c dcha	rSO ₂ c izda	rSO ₂ a	rSO ₂ r
Correlación de Pearson	,541	,628	,262	,540
Sig. (bilateral)	,000	,000	,022	,000
N	72	72	76	76

Asimismo, se comprobó la correlación con la fórmula propuesta por Hoffman utilizando la saturación cerebral izquierda: $SvcO_2 = 0,45x rSO_2c + 0,45x rSO_2r$, obteniéndose una $r = 0,76$ (*gráfico 4.8.3*).

Grafico 4.8.3.1 correlación de la SvcO₂ con la fórmula de Hoffman



Si analizamos los resultados en cada observación de tiempo, calculando el sesgo y límites de concordancia, obtenemos la *tabla 4.8.3.2*.

Tabla 4.8.3.2 Límites de concordancia de SvcO₂ – rScO₂ en cada tiempo

Valor	hora	n	r	p	Media ± SD	IC 95 %
rSO₂c derecha	1	12	0,77	0,000	0,25 ± 10,82	-20,94 ; 21,44
	4	15	0,41	0,089	4,93 ± 14,53	-23,55 ; 33,42
	8	15	0,5	0,000	4,14 ± 10,46	-16,35 ; 24,64
	16	15	0,71	0,000	3,13 ± 8,89	-14,28 ; 20,55
	24	15	0,25	0,339	3,53 ± 13,55	-23,02 ; 30,08
rSO₂c izquierda	1	12	0,77	0,000	1,25 ± 10,80	-19,89 ; 22,39
	4	15	0,54	0,010	5,27 ± 13,44	-21,08 ; 31,61
	8	14	0,78	0,000	5,93 ± 8,69	-11,11 ; 22,97
	16	15	0,77	0,000	4,20 ± 7,91	-11,30 ; 19,77
	24	15	0,26	0,316	4,40 ± 12,71	-20,51 ; 29,31
rSO₂ abdominal	1	12	0,40	0,165	-9,67 ± 16,81	-42,61 ; 23,28
	4	16	0,26	0,332	-10,31 ± 15,83	-41,35 ; 20,72
	8	15	0,37	0,151	-9,53 ± 13,25	-35,51 ; 16,45
	16	16	0,48	0,031	-6,31 ± 11,79	-29,42 ; 16,80
	24	16	0,05	0,870	-0,19 ± 18,53	-36,49 ; 36,12
rSO₂ renal	1	12	0,70	0,005	-12,00 ± 12,06	-36,05 ; 11,21
	4	16	0,48	0,064	-14,56 ± 13,04	-40,13 ; 11,00
	8	15	0,52	0,042	-12,00 ± 11,61	-34,75 ; 10,75
	16	16	0,67	0,001	-9,62 ± 9,69	-28,61 ; 9,36
	24	16	0,40	0,105	-9,13 ± 11,78	-32,41 ; 13,79
Fórmula Hoffman	1	12	0,81	0,000	2,17 ± 10,28	-17,99 ; 22,33
	4	15	0,68	0,000	3,13 ± 11,78	-19,96 ; 26,22
	8	14	0,81	0,000	4,50 ± 8,52	-12,19 ; 21,20
	16	15	0,89	0,000	4,57 ± 6,30	-7,75 ; 16,90
	24	15	0,65	0,000	4,18 ± 8,30	-12,09 ; 20,44

Observamos que la correlación es menor o incluso no significativa en el registro de la hora 24 cuando hay más pacientes extubados y sin sedación. El registro cerebral y la fórmula subestiman el valor de ScvO₂, mientras que el renal y abdominal lo sobrestiman. Los límites de concordancia son muy amplios destacando la valoración conjunta renal y cerebral mediante la fórmula de Hofmann (aunque también subestima la ScvO₂). Los gráficos 4.8.3.2 – 4.8.3.6 recogen la representación de estas diferencias.

Gráfico 4.8.3.2: SvcO₂ – fórmula Hoffman: Bland-Altman plot hora 1

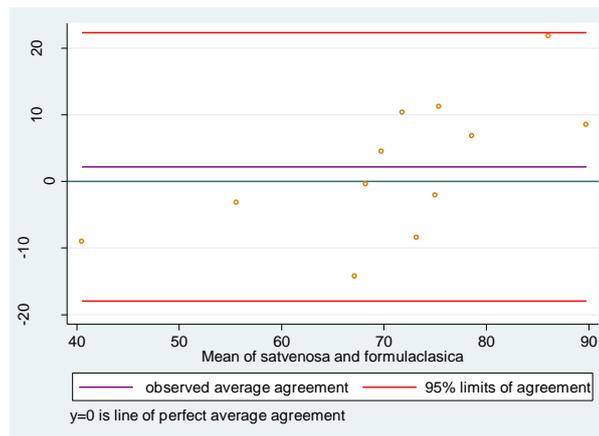


Gráfico 4.8.3.3: SvcO₂ – fórmula Hoffman: Bland-Altman plot hora 4

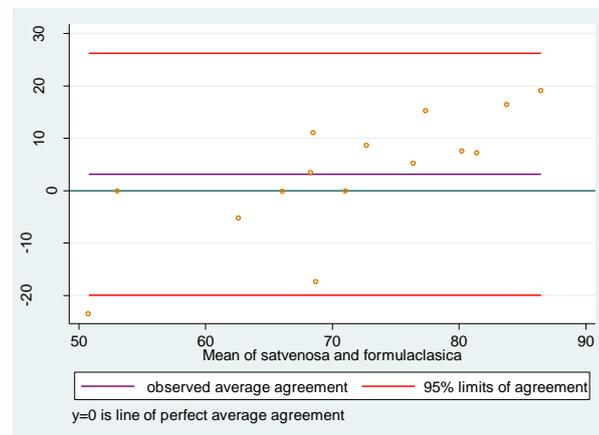


Gráfico 4.8.3.4: SvcO₂ – fórmula Hoffman: Bland- Altman plot hora 8

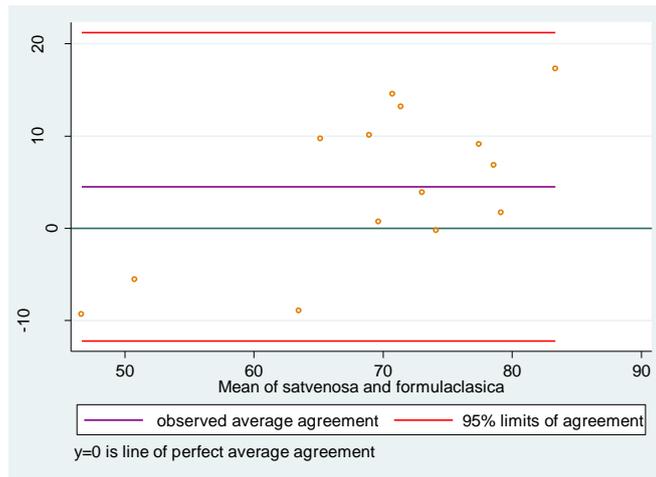


Gráfico 4.8.3.5: SvcO₂ – fórmula Hoffman: Bland- Altman plot hora 16

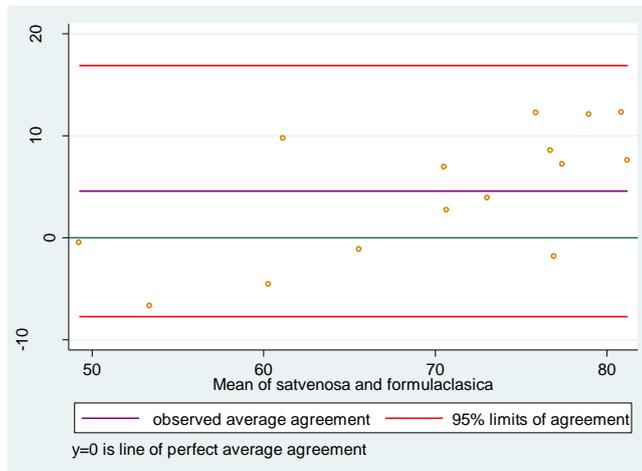
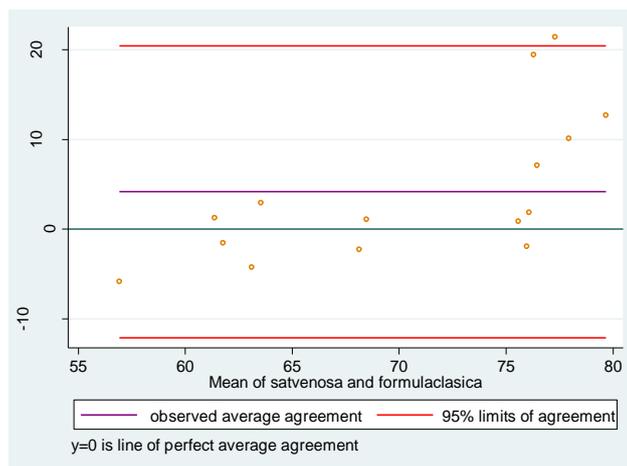


Gráfico 4.8.3.6: SvcO₂ – fórmula Hoffman: Bland- Altman plot hora 24



4.8.4 Correlación con parámetros de PiCCO^R

Se observó una correlación significativa del IS con las mediciones cerebrales mediante espectroscopia: rSO₂c derecha (r= 0.66) y rSO₂c izquierda (r= 0.69). Para el IC las correlaciones fueron menores: rSO₂c dcha (r= 0.49) y rSO₂c izda (r= 0.55), lo que se recoge en la *tabla 4.8.4.1*.

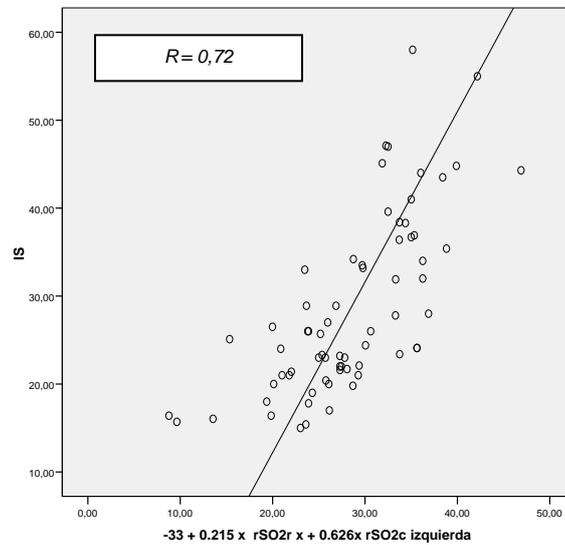
Tabla 4.8.4.1: correlación del IC e IS con rSO₂

	Estadístico	rSO ₂ c dcha	rSO ₂ c izda	rSO ₂ a	rSO ₂ r
IC	Correlación de Pearson	,492	,549	,165	,211
	Sig. (bilateral)	,000	,000	,162	,072
	N	69	69	73	73
IS	Correlación de Pearson	,656	,687	,241	,297
	Sig. (bilateral)	,000	,000	,042	,011
	N	68	68	72	72

Además se obtuvo una nueva fórmula que correlacionó el IS con la saturación somática y cerebral con una r = 0,72 y R² = 0,516.

$$IS = -33 + 0.215 \times rSO_2r + 0.626 \times rSO_2c$$

Gráfico 4.8.4.1: correlación entre IS y rSO₂



Si analizamos para cada una de las determinaciones horarias la correlación entre el IS registrado mediante termodilución y el resultado calculado mediante la fórmula: $IS = -33 + 0.215 \times rSO2r + 0.626 \times rSO2c \text{ izquierda}$, obtenemos la tabla 4.8.4.2 y las representaciones gráficas recogidas en 4.8.4.2 – 4.8.4.6.

Tabla 4.8.4.2: correlación del IS con la fórmula por horas

hora	n	r	p	Media +SD	IC 95 %
1	11	0,689	0,001	- 3,64 + 6,20	-15,78 8,51
4	14	0,779	0,000	- 0,12 + 6,88	-13,61 13,38
8	14	0,780	0,000	0,25 + 6,11	- 11,73 12,22
16	13	0,708	0,000	2,16 + 8,93	-15,34 19,62
24	15	0,730	0,000	1,39 + 6,54	- 11,42 14,20

Gráfico 4.8.4.2: IS y fórmula: Bland- Altman plot hora 1

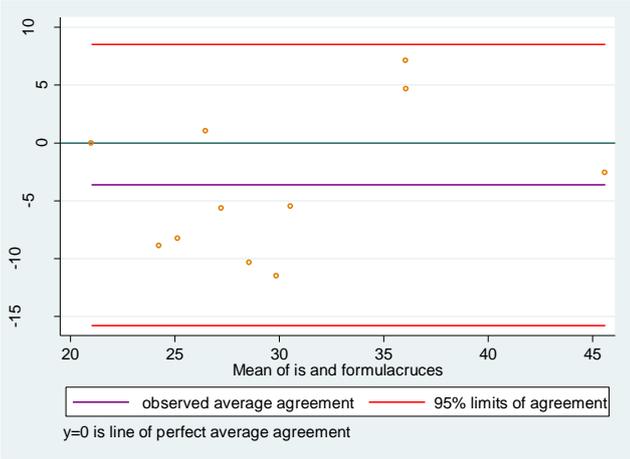


Gráfico 4.8.4.3: IS y fórmula: Bland- Altman plot hora 4

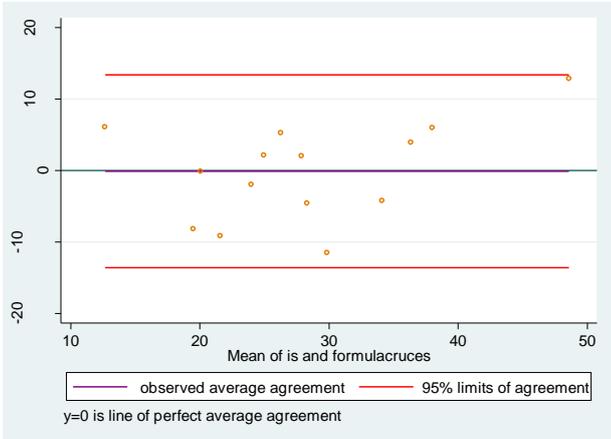


Gráfico 4.8.4.4: IS y fórmula: Bland- Altman plot hora 8

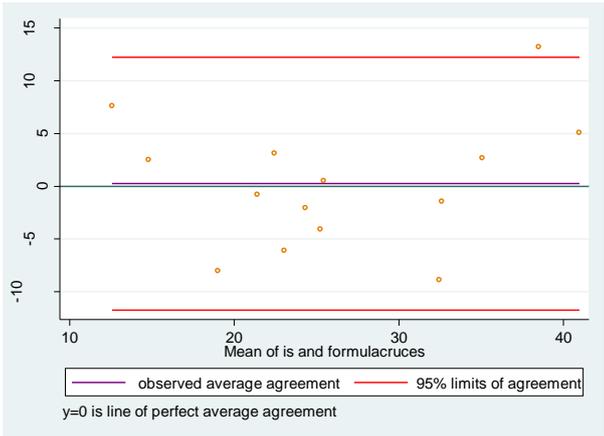
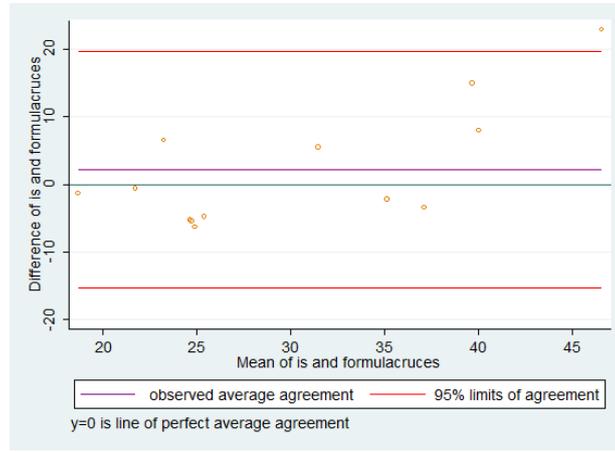


Gráfico 4.8.4.5: IS y fórmula: Bland- Altman plot hora 16



4.8.5 Detección del bajo gasto

Se comprobó si las mediciones de IC < 3 L/min /m² se acompañaban de cambios en los registros de espectroscopia que pudieran advertirlos. Tras confirmar que las distribuciones de las variables seguían una distribución normal, se aplicó el test T Student (*tabla 4.8.5*). Se encontraron diferencias estadísticamente significativas para rSO₂ cerebral y renal (*gráficos 4.8.5.1- 4.8.5.3*). Así mismo se demostró el valor de la fórmula propuesta para detectar bajo gasto (*gráfico 4.8.5.4*).

Tabla 4.8.5: comparación de los valores de INVOS en función de IC < 3 L/min /m²

	IC	N	Media (IC 95%)	Mediana (rango)	p
rSO₂c dcha *	<3	22	63,64 (60,79- 66,49)	62 (52-77)	,000
	≥3	47	71,96 (68,77-75,14)	70 (50-95)	
rSO₂c izda *	<3	22	61,41 (57,89-64,93)	63 (42-74)	,000
	≥3	47	71,83 (68,74-74,92)	72 (45-95)	
rSO₂ a	<3	22	76,68 (70,59-82,77)	77(49-95)	,200
	≥3	47	80,94 (77,62-84,25)	82(50-95)	
rSO₂ r *	<3	22	80,64 (75,86-85,41)	83 (62-95)	,035
	≥3	47	86,66 (83,94-89,38)	89 (63-95)	
Formula	<3	22	22,78 (20,26-25,30)	24,10 (8,77-29,37)	,000
H Cruces *	≥3	47	30,60 (28,53-32,67)	32,26 (9,15-46,90)	

Gráfico 4.8.5.1: comparación de rSO2c derecha según IC

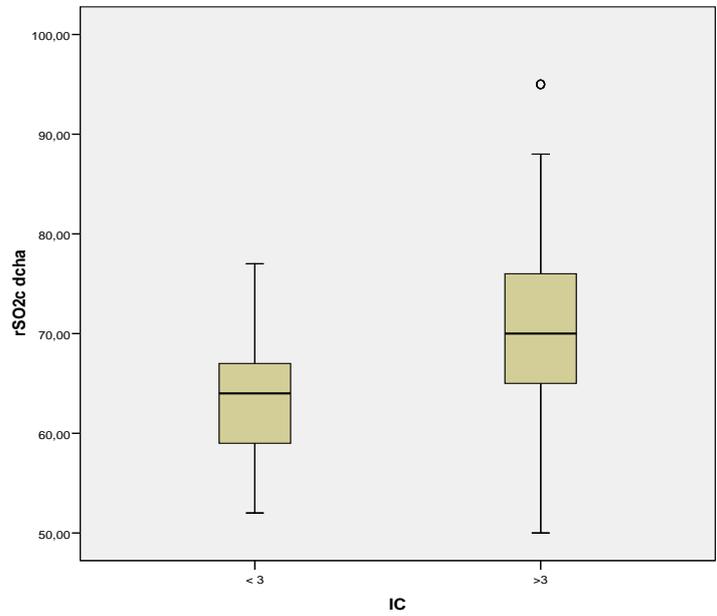


Gráfico 4.8.5.2: comparación de rSO2c izquierda según IC

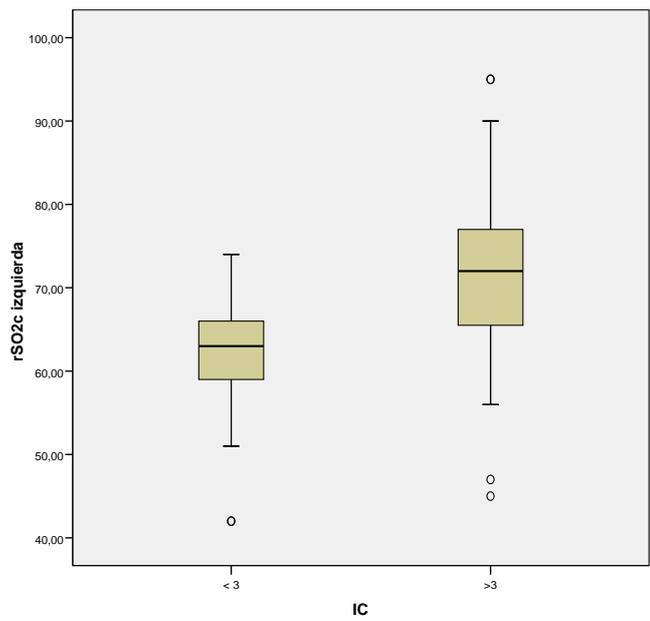


Grafico 4.8.5.3: comparación de rSO2 renal según IC

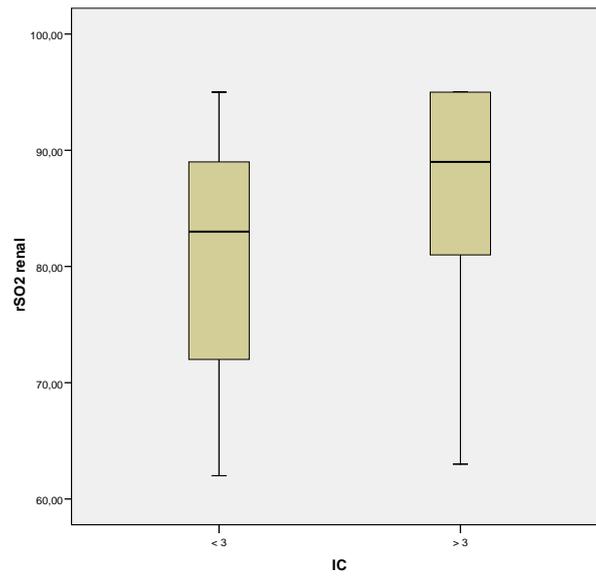
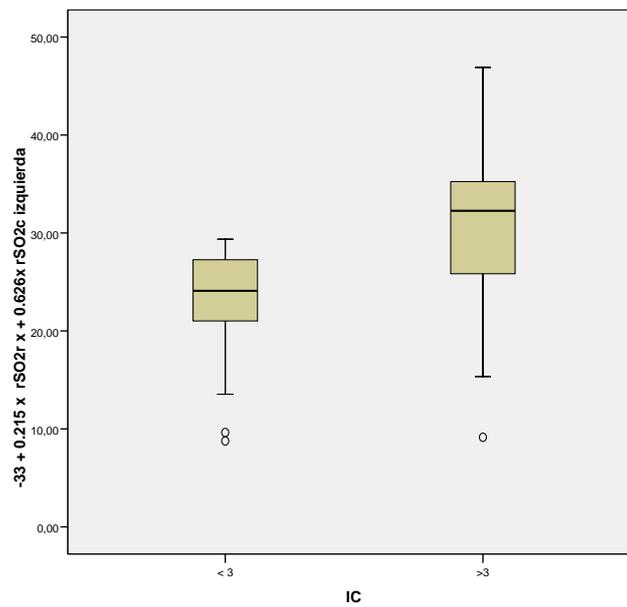


Grafico 4.8.5.4: comparación de fórmula H Cruces renal según IC



La virtud es el justo medio entre dos defectos

Aristóteles

5. DISCUSION

Los pacientes con cardiopatías congénitas que precisan cirugía reparadora contribuyen de forma importante a la mortalidad y morbilidad en las UCI pediátricas. La relación entre el gasto cardiaco adecuado y la evolución de los pacientes ha sido demostrada, radicando la dificultad en disponer de dispositivos fiables, fáciles de utilizar y seguros, que permitan monitorizar adecuadamente el flujo que el corazón impulsa.

En nuestra Unidad de Cuidados Intensivos hemos introducido el uso del dispositivo PiCCO^R para su empleo en diversas situaciones de inestabilidad hemodinámica. A tenor de ello, hemos planteado un trabajo para conocer la utilidad de este, relativamente nuevo, avance tecnológico en una situación concreta y frecuente en nuestra UCIP: la cirugía cardiaca.

Como suele ser habitual, los avances tecnológicos llegan al campo pediátrico tras una experiencia previa en pacientes adultos ^{56-74, 77-96}. En el ámbito de los cuidados quirúrgicos, áreas de cardiología e intensivos pediátricos, existen diversas experiencias publicadas ^{51, 105-109, 111-113, 120, 123, 127, 128}, que aunque en continuo crecimiento adolecen de falta de homogeneidad en cuanto a las situaciones clínicas estudiadas y recogen series de pocos pacientes, lo que hace que aún se planteen serias dudas sobre su seguridad y utilidad.

La experiencia publicada en el campo concreto del estudio es escasa, sumando 56 casos en tres estudios publicados entre 2003 y 2007 ^{51, 105, 107}. Más recientemente, se recogen inicialmente 26 casos con datos de monitorización parciales ¹²⁷ y posteriormente se amplía la información para los 12 neonatos intervenidos por padecer transposición de grandes vasos ¹²⁸.

Ante la ausencia de evidencia para establecer unos parámetros de referencia pediátricos, hemos utilizado la propuesta de Proulx ¹¹⁴ (tabla 1.6) como base para comentar los resultados de nuestro estudio.

Por otro lado, hay mucho interés en introducir el uso de un dispositivo no invasivo (INVOS^R) en el campo de la cirugía pediátrica. Si bien existe cierta experiencia como monitor de saturación cerebral, también para pacientes en situación de PO de CC desde 2005, su aplicación como monitor de saturación regional abdominal y

renal en combinación con la cerebral es más novedosa. Además de servir para complementar los datos hemodinámicos del GC obtenidos mediante PiCCO^R con los del transporte y consumo de oxígeno, la detección en estas tres localizaciones puede proporcionar un conocimiento más global de la perfusión. Ello constituiría una oportunidad de obtener un marcador incipiente de problemas posoperatorios mediante la valoración de las diferencias de saturación regional. Hay que matizar que esta última indicación se ha reservado a los lactantes por las características técnicas reseñadas, pero al ser el grupo de pacientes de menor peso y edad el de mayor riesgo de sufrir complicaciones de una monitorización más invasiva, se nos plantea el interés de proponer un abordaje secuencial INVOS^R - PiCCO^R.

Conocidas las limitaciones de la valoración clínica e instrumental clásica (SvcO₂, presiones, etc.), ahora se trata de valorar la aportación que los avances tecnológicos pueden hacer sobre los resultados clínicos. En Medicina y específicamente en el área de Cuidados Intensivos los avances tecnológicos han sido frecuentemente los que han permitido mejorar resultados (respiradores, catéteres, monitores,...). La dificultad inicial que nos encontramos con la TDTP es la ausencia de unos parámetros de referencia que nos permitan distinguir lo adecuado de lo patológico, por eso planteamos un estudio que relacione la evolución clínica de los pacientes con sus registros clínicos. Asimismo, se trata de delimitar un grupo de riesgo apriorístico de complicaciones (antes de su ingreso en UCIP) en el que estuviera justificado el gasto de introducir estos dispositivos. Todo ello teniendo en cuenta la seguridad del paciente y la capacidad del equipo asistencial de manejar sencillamente la herramienta (una dificultad repetidamente referida al histórico catéter de la arteria pulmonar). Tampoco se ha querido desdeñar el valor de lo clásico y contrastado, por ello se plantea la relación de los parámetros novedosos con los habituales y se mantiene la observación de qué registros asocian una mejor evolución, en un intento de añadir calidad a la información disponible, ya de por sí escasa, más que proponer una sustitución de los mismos. El aporte de la monitorización avanzada parece obligado para poder detectar la inadecuada perfusión tisular precozmente, si bien en la actualidad no existe evidencia de que monitorizar el GC mejore los resultados. Por ello, se precisan estudios clínicos que incluyan terapias guiadas mediante monitorización de GC ¹⁶⁸. Nuestro trabajo intenta aportar datos en esa dirección.

Debido a que el objetivo del estudio se centra en valorar la pertinencia de introducir un dispositivo en la práctica clínica habitual, el escenario del mismo es la propia unidad donde se aborda el seguimiento del PO cardiaco. No habiendo sido claramente demostrada su aplicabilidad, gran parte del interés reside en demostrar los condicionamientos de diversa índole que impedirían su uso. En primer lugar las complicaciones posquirúrgicas, ya existentes a la llegada del paciente, como la existencia de lesiones residuales o arritmias han de ser valoradas. El déficit de monitorización básica intraoperatoria, así como la ausencia de un catéter central adecuado, es una realidad que también limita el uso del dispositivo y que pone de manifiesto la necesidad de un “continuum” en los cuidados del paciente desde la inducción anestésica. Respecto a la decisión de que fuera del equipo de enfermería quien llevara a cabo el procedimiento, se pretendía cumplir el objetivo de valorar realmente su aplicabilidad futura, ya que pensamos que es una monitorización de procedimiento estandarizado que se habría de sumar a las labores de control propias de enfermería junto con el resto de registros. Además, ello nos permitía que en la evolución del paciente dentro del estudio las decisiones del tratamiento médico no estuvieran condicionadas por los resultados obtenidos. El que el equipo médico fuera ajeno a los datos de monitorización de PiCCO[®], también fue posible gracias a la instalación en nuestra unidad en 2008 de un sistema de monitorización centralizada (Philips Intelview[®]), que permite el registro en papel de los datos a través de una impresora alejada del paciente. Para ello, se adiestró al equipo de enfermería previamente y se elaboró un protocolo escrito para el manejo del dispositivo y la recogida de datos (**anexo 2**).

En cuanto a los criterios de inclusión, se ha pretendido que el estudio refleje lo más fielmente posible la realidad del trabajo clínico y sus dificultades, excluyéndose los pacientes que no cumplan las características del “paciente tipo” de la unidad (menores de un mes de vida) o de riesgo de bajo gasto (cirugías sin parada cardiaca). Los problemas técnicos: ausencia de monitor disponible, vías inadecuadas, etc, y las complicaciones: arritmias, que hacen imposible el uso de la TDTP, hacen descender el número de observaciones pero a la vez sirven para reflejar las carencias inherentes a nuestro trabajo. Su registro y cuantificación sirve para delimitar los prerrequisitos necesarios para implantar un nuevo dispositivo en la práctica cotidiana.

De cara a la instalación del catéter arterial, siendo esta la única diferencia respecto al manejo anestésico, se buscó y obtuvo la colaboración del equipo de anestesia habitual, a quienes se hizo partícipe de los objetivos del estudio.

Los registros de índice cardiaco obtenidos mediante análisis de onda de pulso (ICC) se obtuvieron inmediatamente antes de la realización de la TDTP para registrar el IC, evitando que el efecto de calibración facilite una correlación ficticia. Por ello, el primer registro del ICC se hizo en la 4ª hora, 3 horas tras la primera TDTP.

Nuestro protocolo permitía que la vía central estuviera colocada tanto en la yugular como en la femoral, ya que la fiabilidad del uso de la vía femoral para TDTP se ha descrito en adultos, si bien con una cierta sobrestimación del GEDI¹⁶⁹. Esto podría haber ocasionado, que el sensor arterial y la vía inyección de suero frío se hubieran encontrado próximas en algún caso. Ello podría haber dado lugar al llamado “fenómeno de cross-talk”¹⁷⁰. Este fenómeno ocurre cuando la temperatura del suero frío difunde directamente través de los tejidos hasta el detector arterial provocando una morfología bifásica de la curva, alterando la medición. Para evitarlo, se ha recomendado el uso de vías femorales largas¹⁷¹ y observar la curva de termodilución. A pesar de la comprobación radiológica de la posición supradiafragmática del catéter y del análisis de la morfología de las curvas de TDTP, no se puede descartar que en algún caso ocurriera dicho fenómeno.

La elección del valor del GEDI como referente de precarga se basó en que el parámetro ITBI es derivado ($ITBI = GEDI \times 1.25$) basándose en un estudio en adultos⁵⁴, por lo que en pediatría esta relación lineal se haya cuestionada.

Aunque hay autores que preconizan que es innecesario el uso de suero a temperatura menor a 8 °C¹⁷², estas conclusiones derivan de un estudio en adultos utilizando 20 ml de solución salina. Se ha preferido utilizar suero frío (< 8 °C) por ser la práctica habitual y además seguir las indicaciones del fabricante respecto al volumen termal necesario, ya que el propio sistema analiza cada inyección y recomienda repetirla si es insuficiente, lo que permite al equipo de enfermería un control de la adecuación al procedimiento.

Para la colocación del dispositivo INVOS^R en los menores de 10 kg de peso se decidió no realizar una formación o protocolo adicional, ya que se venía utilizando previamente en la unidad.

En cuanto al registro de complicaciones, se han elegido las definiciones que habitualmente se emplean en la clínica, buscando el refrendo de los grupos de expertos y guías. Se plantea un seguimiento de al menos 6 meses para al menos registrar las complicaciones más inmediatas, si bien somos conscientes de que alteraciones en el desarrollo a medio y largo plazo escapan al ámbito del estudio.

5.1: Población de estudio, muestra, aplicabilidad y complicaciones

Población del estudio.

Una previsión fundamental para el desarrollo del estudio era que no cambiaran básicamente las condiciones de asistencia médico quirúrgica durante el mismo. Sin embargo, transcurridos 16 meses la decisión asistencial de aplicar el protocolo “fast track” (**anexo 5**), que incluye la extubación de los pacientes preferentemente en quirófano, nos indujo a dar por finalizado el periodo de recogida de pacientes. Las condiciones necesarias para la extubación suponen un sesgo en la gravedad de los pacientes que se mantendrían intubados y por tanto sería seleccionado dentro del grupo monitorizado. Además, ello suponía una menor captación de casos y una prolongación en el tiempo que disminuiría la uniformidad en la asistencia. Así que se decidió analizar los resultados obtenidos para los 90 pacientes intervenidos en dicho periodo (mediana peso 10 kg , edad 19 meses) , siendo 35 a los que se pudo monitorizar mediante TDTP (peso 10 kg , edad 18 meses) . Los datos de peso, edad, nivel quirúrgico, tiempos de intervención y de ingreso se resumen en la tabla 4.1.1.1.

La presencia de pacientes de menor edad/peso es analizada específicamente. Así, en la tabla 4.1.1.2 se objetiva la importante contribución de los pacientes de menos de 10 k (50 %). En este grupo las intervenciones resultan más prolongadas con tiempos de parada cardiaca de 53 minutos frente a 46 del conjunto y de CEC de 85 frente a 77. Este factor ha sido relacionado con duración del ingreso y otras complicaciones como el bajo gasto postoperatorio¹⁶. Hecho que se confirmó, ya que tuvieron ingresos en UCIP de 5 días y hospitalización de 12 días (gráfico 4.1.1.2) frente a 4 y 8 días del conjunto de los de más peso.

En relación a los pacientes no elegibles según los criterios prefijados, destacan los 22 casos en que la vía central colocada en quirófano era inadecuada para la correcta monitorización (5 arterias radiales y 17 venas femorales en posición subdiafragmática). Este hecho es interpretado como un abordaje subóptimo en el manejo de estos enfermos ya que se recomienda disponer de una vía central ¹⁷³ En el supuesto de que la situación clínica aconsejara servirse la monitorización PiCCO^R, estas dificultades podrían ser resueltas mediante la adecuada inserción de vías venosas y la cateterización de la arteria femoral en la propia UCIP.

Entre las razones que ocasionaron la inoperatividad del equipo PiCCO^R, destaca que no se pudiera monitorizar a 11 pacientes por ausencia de catéteres en el hospital durante 2 meses en el periodo de estudio, ni a otros 5 por estar siendo usado el monitor en otros pacientes ingresados por otras patologías que indicaban una monitorización hemodinámica. La ausencia de suministro de consumibles sí es un “handicap” importante a la hora de disponer de un equipo médico y es un factor evitable mediante la provisión del adecuado stock hospitalario o la agilización de suministros por el fabricante.

Las complicaciones relacionadas con el paciente (5 arritmias y 5 lesiones residuales), son insalvables y constituyen una limitación en el uso del dispositivo en un grupo de pacientes que, precisamente por estas complicaciones, presentan un mayor riesgo.

El que solo una familia negara el permiso para el estudio lo hemos interpretado como algo extraordinariamente positivo y que pone de manifiesto la buena sintonía con el equipo asistencial y la adecuada información facilitada.

A pesar de que el grupo de estudio supone solo un 39 % de los intervenidos, al comparar los datos de peso, edad, nivel de complejidad y tiempos quirúrgicos, así como días de ingreso, no hemos hallado diferencias significativas (tabla 4.1.2.2 y 4.1.2.3). Por ello, creemos que la muestra de 35 pacientes es representativa del conjunto de los intervenidos en los 16 meses del estudio.

Aunque el número de casos recogidos pudiera parecer escaso para cualquier análisis fundamentado, hay que mencionar que otros estudios previos no reúnen un mayor número de pacientes de estas características. Tibby y cols suman 21 PO de CCV (13 menores de 10 kg) en su serie de 24 pacientes publicada en 1997 para validar el precursor del dispositivo actual frente al GC obtenido de la ecuación de Fick a través de un monitor metabólico ¹⁰³. En el grupo de Pauli ¹⁰⁴, sólo 7 casos eran PO de CCV, siendo uno sólo menor de 10 kg. El grupo de Mahajan ¹⁰⁷ suma 16 casos (ninguno < 10 kg) pre y post “by-pass cardiaco”. Egan y cols ⁵¹ aportan 16 niños de entre 7 y 14 kg de peso y de entre 9,5 y 35 meses. El grupo más numeroso lo aporta Fackler y cols ¹⁰⁵ con 24 (ninguno < 10 kg). En neonatos, un grupo húngaro alcanza los 26 casos ¹²⁷, aunque se aportan fundamentalmente datos de 12 de ellos ¹²⁸. Así, puede considerarse que, al menos hasta donde conocemos, nuestro estudio recoge el grupo más numeroso y sobre todo la mayor aportación de menores de 10 kg fuera del periodo neonatal. Los datos de estas cuatro últimas series se recogen en la tabla 5.1, en comparación con nuestros datos.

Tabla 5.1: Comparación de series de PO CCV monitorizadas con TDTP

Autor	Año	Pc	<10 kg	Md	Peso kg *	IC ⁺	RVSI ⁺	GEDI ⁺	EVLWI ⁺
Mahajan ¹⁰⁷	2003	14	0	191	10 - ?	1.40- 9.70*	?	?	?
Egan ⁵¹	2005	16	?	76	7-14	4.6 ± 0.3	1018 ± 52	427 ± 38	?
Fackler ¹⁰⁵	2007	24	0	168	10-35	1.86 -7.04*	?	?	?
Szekely ¹²⁸	2011	12	12	91	3-4.9	3.1 ± 1.1	1411 ± 396	355 ± 123	32.4 ± 8.5
Gil	2012	35	19	163	3.8-57	3,78 ± 1.0	1482 ± 407	456 ± 175	19 ± 11

Md: mediciones; Pc : pacientes ;

⁺ IC, RVSI, GEDI y EVLWI : datos en media ±SD

* Rango

Es destacable que en los 35 casos en que se cumplieron las condiciones se consiguiera monitorizar al paciente. Sólo se registró un caso de malfunción del catéter sin llegar a determinarse la causa. Se ha referido un caso de fractura del alambre del termistor, aunque este hecho no pudimos comprobarlo en nuestro paciente ⁵¹. La adaptación a los cuidados de enfermería previos se ha realizado sin especiales dificultades, resolviendo aspectos prácticos eficientemente como ocurrió con la conexión del manguito de presión al suero lavador para solventar el problema del cambio de conexión del catéter arterial. La formación y experiencia previas de trabajo con el dispositivo, junto con la capacidad docente del propio equipo de enfermería para el personal menos entrenado, se han valorado como factores clave para este resultado.

Respecto a la disponibilidad (material y de recursos humanos) para el uso del propio sistema, independientemente de la cantidad de dispositivos de los que se disponga, creemos que la propia realidad de encontrarnos inmersos dentro del estudio condicionaron la misma, debido a la mayor indicación de empleo de monitorización y el consumo de un mayor tiempo para registro de datos por parte de enfermería. El manejo autónomo dentro de los cuidados y monitorización estandarizados, la capacidad de integración en la monitorización multiparamétrica con registro continuo de los sistemas actuales y sobre todo el ajuste de su empleo a la casuística que realmente lo requiera, serán básicos para facilitar la accesibilidad al sistema.

Complicaciones

No se ha confirmado que el uso del dispositivo incremente las complicaciones que se monitorizaron. De todas formas, y aunque estadísticamente se demuestre una ausencia de diferencia entre el grupo monitorizado y el control (tabla 4.1.4.1), creemos que el escaso número de pacientes (35/55) induce a la prudencia. Tampoco hemos encontrado en la literatura series más amplias en las circunstancias de nuestro estudio.

Consideramos la mortalidad dentro de los límites razonables con una incidencia de 2.2 % en global (tabla 4.1.4.1), considerando que en una reciente revisión sobre 256 niños intervenidos de patologías heterogéneas la mortalidad fue de 3.9 %¹⁷⁴. Ambos casos corresponden a sendos pacientes intervenidos por una tetralogía de Fallot a los 12 meses de vida y con pesos de 9 y 7 kg respectivamente (uno del grupo monitorizado y otro del control) que sufrían bajo gasto clínico. La Tetralogía de Fallot corresponde al grupo 2 de la clasificación RASCHS-1, que asocia una mortalidad del 3.8 %¹⁹. En nuestra serie había 50 pacientes en el grupo 2 de esta clasificación lo que significaría que se ajusta a lo previsto con el registro de un 4 % de mortalidad. Si analizamos el grupo monitorizado en función de la mortalidad asociada al riesgo quirúrgico para el grupo 1 fue de 0 vs 0,4 %, para el 2 (4 vs 3,8 %) y para el 3 (0 vs 19,4 %), con lo que no encontramos en nuestros datos razones para cuestionar la seguridad del dispositivo respecto a la supervivencia.

Nos parece destacable que del conjunto de los 90 pacientes, sean 2 de los 12 pacientes (16 %) que sufren bajo gasto los que fallecen, lo que refuerza el interés en encontrar intervenciones destinadas a mantener el mismo.

La presencia de bajo gasto según los criterios habituales se detectó en 12 ocasiones (13.33 %). Esta incidencia es menor a la referida por Hoffman y cols¹⁶⁴ en el estudio PRIMACORP en el que el uso preventivo de milrinona consigue descender la incidencia del 25.9 al 11.7 %. La razones para este mejor resultado podían deberse a que en nuestro hospital se incluye el uso de milrinona en el protocolo CCV para cardiopatías con riesgo de bajo gasto siguiendo las

conclusiones del estudio PRIMACORP, pero sobre todo a la menor complejidad quirúrgica y a la inclusión de pacientes mayores de 6 años en nuestra serie.

La incidencia de bajo gasto se ha relacionado con niveles y tiempos quirúrgicos más elevados⁹⁻¹², lo que se constata en nuestro estudio (tabla 4.1.4.2.). Asimismo, también se comprueba, tal y como se ha descrito previamente^{14, 16, 164}, como la presencia de bajo gasto se relaciona con ingresos en la UCI más prolongados (mediana 4 vs 10 días) y hospitalizaciones más largas (9 vs 33 días).

La incidencia global de trombosis venosa profunda ha sido recientemente referida en un 0.74 % para pacientes de UCIP en un estudio prospectivo y multicéntrico. Si bien factores como padecer cardiopatía, presencia de CVC, ventilación mecánica y situación perioperatoria se han confirmado como factores de riesgo¹⁷⁵. Previamente había sido referida una incidencia mucho mayor (18.3 %) asociada a catéter venoso central en un estudio que buscaba activamente esta complicación¹⁷⁶. En el escenario de la cirugía cardíaca infantil, un estudio recientemente publicado sobre 1542 intervenciones encuentra trombosis en el 1.9 % de las venas femorales y en 0.9 % de las arterias femorales. Al tratarse de un registro retrospectivo y de sospecha clínica confirmada con radiología, es posible que se haya subestimado la incidencia. Los factores de riesgo para el hallazgo de trombosis en general fueron la edad, la cirugía con parada cardíaca e hipotermia profunda, el tiempo de mantenimiento de las vías y el soporte extracorpóreo¹⁷⁷.

Aunque en nuestro grupo sólo se ha realizado eco doppler tras existir sospecha clínica, y asumiendo que el número de pacientes es escaso, es cierto que aun existiendo múltiples factores de riesgo en nuestros pacientes, los resultados no parecen apuntar un riesgo añadido fruto de la monitorización, ya que no se han recogido casos en los monitorizados y en los controles sólo ha ocurrido en una ocasión, con un resultado global de 1.1 %.

En lo que respecta a la trombosis arterial en una revisión previa de la presencia de esta complicación en nuestra propia Unidad se observó una incidencia del 7 % previa a la introducción del sistema PiCCO^R sobre una base de 68 procedimientos. Los casos se relacionaron con el menor peso (9 kg) y una menor edad (11 meses) de los afectados.¹⁷⁸

Series mucho mas amplias refieren incidencias inferiores al 1 %¹⁷⁹ . Un reciente estudio que buscaba activamente esta complicación, encontró un 1.4 % sobre una muestra de 143 casos, una vez excluidos los pacientes en ECMO y los neonatos, concluyendo la importancia del menor tamaño del catéter y la menor duración de la inserción para evitarla ¹⁸⁰.

En cuanto a su posible relación con el dispositivo, en la literatura se describen casos de trombosis arteriales asociadas al uso de PiCCO^R en PO de CCV. Entre los pacientes del estudio de Egan y cols, un paciente de 9 kg que portaba un catéter de 4 Fr presentó clínica de isquemia en la extremidad inferior, lo que supuso una incidencia del 5 % ⁵¹ . En el grupo de enfermos neonatales de Schiffmann y cols se alcanza un 10 % ¹⁰⁶. También se han referido casos aislados, lo que no permite inferir una incidencia ¹¹¹. Todos ellos, tienen la característica común del uso de un catéter de un tamaño de 4 Fr en pacientes menores de 10 kg de peso. En un estudio previo multicéntrico coordinado desde nuestra Unidad no se registraron complicaciones en 35 pacientes en shock ¹¹². Asimismo, en pacientes de mayor riesgo como neonatos, se ha publicado la ausencia de problemas en un grupo de 12 posoperados con peso menor de 5 kg ¹²⁸ , donde se utilizó el catéter de 3 Fr (PV 2013L07 Pulsiocath; Pulsion Medical Systems). Estos antecedentes nos indujeron a indicar en nuestra serie exclusivamente el uso del catéter de 3 Fr en pacientes de menos 15 kg de peso para proteger de esta complicación. A pesar de ello, se ha registrado un caso en un paciente de 5 kg con una vía de 3 Fr, si bien creemos que no supone un aumento de la incidencia esperada para la trombosis asociada a cualquier vía arterial (tabla 4.1.4.1).

La importante contribución de las alteraciones neurológicas centrales a la morbimortalidad ha sido descrita previamente. De forma aguda se ha referido en una serie de más de 700 pacientes pediátricos una incidencia de un 2.3 %, a expensas fundamentalmente de convulsiones (1.3 %); siendo reseñable la contribución a las mismas por parte de pacientes trasplantados que recibieron ciclosporina¹⁸ . En la previamente citada serie de Austin y cols ¹⁴⁴ en relación al NIRS se alcanza un 5 %. Otra serie previa con más de 500 casos encuentra una incidencia de desórdenes convulsivos del 3 % sobre un total de eventos neurológicos del 6 %, encontrando una relación con la duración de la CEC y los estados de baja perfusión intraoperatorios y postoperatorios ¹⁸¹ . Una duración de la parada cardiocirculatoria de más de 40 minutos se ha relacionado con la incidencia de convulsiones registradas mediante video EEG continua en las 48 h

PO en menores de 6 meses ¹⁸². La trascendencia del hallazgo de convulsiones estriba en su relación con una peor evolución del neurodesarrollo ¹⁸³.

En nuestra serie no hemos encontrado ninguna secuela neurológica central probablemente por el escaso número de pacientes, la ausencia de trasplante en nuestro centro, la exclusión de neonatos y correcciones univentriculares; así como posiblemente la menor incidencia de complicaciones neurológicas agudas en las series más recientes asociadas a un manejo con estrategias centradas en la neuroprotección. En nuestra serie de 90 intervenciones el tiempo medio de isquemia fue de 47 ± 25 minutos (tabla 4.1.1.1).

De todas formas, el escaso tiempo de seguimiento (12-28 meses) no permite descartar otros trastornos que pueden aparecer tardíamente. En este sentido, la mayor supervivencia de los pacientes sometidos a cirugía extracorpórea en la infancia ha puesto de relevancia la importancia de su evolución neuropsicológica a largo plazo. Así, se han encontrado alteraciones precoces en el 2-25 % de los casos y déficits neuropsicológicos (lenguaje, habla, déficit de atención) hasta en el 50 % de esos niños cuando alcanzan la edad escolar, proponiéndose la necesidad de investigar estrategias diagnósticas ¹⁸⁴ y terapéuticas que limiten las secuelas neurológicas y mejoren el pronóstico de los pacientes con cardiopatías congénitas. Entre estas estrategias se podrían encontrar la monitorización NIRS ¹⁸⁵ y la evitación del bajo gasto postoperatorio ¹⁸⁶.

Entre las complicaciones neurológicas periféricas, la incidencia de parálisis diafragmática, si bien es llamativa (8.8%), puede encontrarse dentro de lo esperable ya que se han descrito incidencias variables entre 1,4 al 10 % ^{187, 188, 189, 190, 191} y en nuestro caso fue una complicación buscada de forma activa. No obstante, este hallazgo (aunque fuera de los objetivos del estudio) ha servido para alertar al equipo quirúrgico y establecer una revisión del procedimiento.

En relación a la sepsis, no hemos encontrado ninguna referencia que asocie el uso del dispositivo PiCCO^R con esta complicación y sí ciertos factores de riesgo referidos en la literatura para la infección asociada a catéter en el paciente pediátrico tras la cirugía cardíaca: peso ≤ 5 kg, PRISM III score ≥ 15 , transfusiones de > 3 unidades, RACHS 1 ≥ 3 y ventilación mecánica ≥ 7 días. Es destacable que las infecciones se produjeron siempre tras las primeras 48 h del PO ¹⁹². En nuestros pacientes no se registraron casos, lo cual es esperable en una serie tan limitada y que no poseía especiales factores de riesgo, debido a que la incidencia global de

sepsis asociada a catéter central en la UCIP es $< 5 / 1000$ días - catéter y en nuestra Unidad se aplican las recomendaciones de mantenimiento de vías centrales en el ámbito del objetivo “bacteriemia cero”¹⁹³

Las complicaciones torácicas son fruto de la reparación quirúrgica cardiaca que conlleva un considerable riesgo de lesión en las estructuras adyacentes, habiéndose referido una incidencia de quilotórax del 3.8 %¹⁹¹, similar a la encontrada en nuestra serie con un 3.3 %. Además, se registraron neumotórax en el 10 % de pacientes y derrame pleural en el 16.6 % con una incidencia prácticamente del doble en los monitorizados, pero sin significación estadística ni razón fisiopatológica que a nuestro juicio pueda justificarla.

5.2: Correlación ICC – IC

Cuando se comparan dos dispositivos o métodos de medición, además de correlación se ha de obtener ausencia de sesgo, buena concordancia y el menor porcentaje de error. Para nuestros datos, se obtiene una buena correlación en conjunto de las 123 determinaciones durante las 24 horas con una r de 0,69 (gráfico 4.2.5).

Sin embargo, en un análisis más detallado para cada momento de observación por tiempos, es destacable como según se va espaciando el periodo entre termodiluciones se va perdiendo correlación (desde 0.83 con 3 horas a 0.56 con 8 horas (tabla 4.2.1). Es decir, la medición de ICC se acerca más del valor del IC cuando no han transcurrido más de 4 horas sin calibrar el dispositivo. Los amplios límites de concordancia y la representación gráfica en forma de “Bland Altman plot” (gráficos 4.2.1 - 4.2.4) hacen que estos dos valores no puedan considerarse intercambiables en nuestro estudio, ya que clínicamente una diferencia en la medición del gasto cardiaco de hasta 2 l/min/ m² es relevante.

En otros registros comparables, Mahajan y cols¹⁰⁷, obtienen con intervalos de entre 2 y 6 h tras la corrección quirúrgica una correlación lineal de 0.73 con “sesgo \pm SD” de 0.08 ± 0.99 , indicativo de una gran dispersión de los datos. Mejor resultado obtuvieron los 24 pacientes del Fakler y cols¹⁰⁵ con $r = 0.93$ y sesgo \pm SD de 0.05 ± 0.4 l/min/m² para 168 mediciones separadas entre sí 4 horas. Esta recalibración hace que los resultados a las 4 horas del PO sean similares a los nuestros ($r = 0.83$ vs 0.92) pero muy diferentes a las 24 horas ($r = 0.56$ vs 0.93), ya que la calibración previa fue 8 horas antes en nuestro caso y 4 horas en el suyo. Además, con el paso del tiempo más pacientes se encontraban en respiración espontánea y fuera de sedación en nuestro grupo, lo que modifica la precarga, la resistencia sistémica, el IC y la forma de la onda de pulso, alterando su valor.

En general, se ha aceptado un porcentaje de error del 30 % para comparar dos dispositivos¹⁹⁴. Sin embargo, en un metaanálisis realizado para estudios en adultos, éste fue del 41.3 % para las técnicas de análisis de onda del pulso frente a

la termodilución. Habida cuenta de que ni el doppler esofágico, ni el método de reinspiración de CO₂, ni la bioimpedancia transtorácica, mejoraron esos resultados, podría ser razonable aceptar un mayor porcentaje de error a cambio de menor riesgo, invasividad o coste¹⁹⁵. Por ello, existe cierto consenso en la recomendación de realizar una nueva calibración ante signos y síntomas de bajo gasto o cuando cambien las circunstancias que puedan modificar el tono vascular o cualquier determinante del GC, para obtener así una adecuada información hemodinámica del dispositivo.

En definitiva, el valor de la monitorización continua es más que cuestionable en los estados donde ésta es más necesaria, perdiéndose la ventaja del método de análisis de la onda de pulso si se hace necesaria una nueva calibración semiinvasiva mediante termodilución. De hecho, el fabricante de PiCCO[®] (PULSION Medical Systems SE, Munich, Germany), ha modificado su oferta de dispositivos, comercializando el sistema proAQT[®] de medición de GC mediante análisis de onda de pulso sin necesidad de calibración mediante TDTP y de cuya aplicación pediátrica carecemos de experiencia.

5.3: Parámetros de monitorización

Parámetros en relación al Gasto Cardíaco

Se obtienen resultados que muestran un IC en torno a 3.5 L/min/m² durante las primeras 16 horas PO, con recuperación hasta 4 L/min/m² transcurridas 24 horas, con un global de 3.78 ± 1 L/min/m². Si bien no se constata el descrito descenso del GC a las 12 h del PO, sí se objetiva que la recuperación del IC tiene lugar a partir del registro de las 16 horas (tabla y gráfico 4.3.1.1).

En la serie de Tibby y cols¹⁰³ la medición del IC se realiza de forma inmediata al recalentamiento a la salida del “by-pass” cardíaco, siendo de 3.49 (1,74 - 6.84) L/min/m², por lo que podríamos compararla con nuestra medición en la primera hora PO 3.61 (2.09-5.85) L/min/m².

La media del IC fue 3.70 (rango 1.40–9.70) L/min/m² en el estudio de Mahajan y cols¹⁰⁷, pero se recoge un periodo pre y post “by pass” cardiopulmonar. Para nuestros casos los límites fueron de 1.9 a 8 l/min / m²

Para los 16 pacientes de Egan y cols⁵¹, la media del IC fue de 4.63 ± 0.30 L/min/m² con un mayor tiempo de observación y una estrategia de resistencias bajas y gasto elevado mediante la administración de fenoxibenzamina.

Si nos centramos en el IS, hay una progresión más clara al ascenso desde 27 ml/m² iniciales a 33 ml/m² a las 24 horas. Debido a la influencia de la FC en el IC se podría postular que una mayor sedación en relación a la VM en las primeras horas contribuiría a evitar la adaptación de la FC reflejando un menor IC (tabla y gráfico 4.3.1.2).

En relación a la contractilidad (tabla y gráfico 4.3.1.3), se produce una mejoría de la pendiente de la curva del ascenso de la presión arterial con el tiempo hasta alcanzar un valor mediana de 892 mmHg/s, partiendo desde 650 mmHg/s. La

media es de 817 ± 286 mmHg/s, muy inferior a la referencia en adultos (1200 - 2000).

Sin embargo, en el IFC no se observan diferencias evolutivas desde el inicial 9 1/min (7- 10) al 9 1/min (6 -10) final (tabla y gráfico 4.3.1.4). Posiblemente, en tan escaso número de casuística no se puedan hallar diferencias en este valor. La media es de 8.98 ± 4.92 1/min. Sí sería destacable que los valores están muy por encima de la referencia en adultos (4.5 - 6.5). Debido a que el IFC se calcula como IC/GEDI, siendo el denominador menor en pacientes pediátricos como se ha comentado previamente, se justificaría un mayor valor del IFC.

Estas disparidades con los datos en adultos han sido previamente reflejadas por López-Herce y cols, con resultados para el IFC de 8 ± 2.5 1/min y del Dp/dt max de 804 ± 372 mmHg/s, bastante más cercanos a nuestros datos, si bien en un grupo de pacientes más heterogéneo¹²³.

Parámetros de poscarga

Se mantienen inicialmente en torno a $1450 \text{ dyn}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-5}/\text{m}^2$ para aumentar ligeramente a las 16 horas y disminuir a las 24 horas PO (tabla y gráfico 4.3.2.1). La variación en las resistencias sistémicas podría ser un efecto farmacológico, ya que el objetivo del clínico es mantener la PA sin conocer el IC. Es decir, un enfoque terapéutico destinado a mantener la PAM con fármacos que inciden en el tono vasomotor podría conducir a un patrón en el que el mantenimiento de la PA se base en un aumento de la poscarga que vaya en detrimento del gasto cardiaco.

La media global es de $1482 \pm 407 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^{-5} /\text{m}^2$, muy por encima de la registrada por Egan y cols⁵¹ de $1018 \pm 52 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^{-5}/\text{m}^2$ lo que podría justificarse por el uso protocolizado de fenoxibenzamina como vasodilatador en el PO en este grupo australiano.

Para López- Herce y cols¹²³ el resultado de RVSI es muy similar ($1500 \pm 516 \text{ dyn}\cdot\text{s}/\text{cm}^{-5} /\text{m}^2$) en un grupo de 17 pacientes de UCIP que incluye 6 casos de PO de CCV.

Parámetros de precarga

Se constata una tendencia al aumento del GEDI con el tiempo, que puede ser debido a la menor fuga capilar que permite mantener mejor el volumen intravascular (tabla y gráfico 4.3.3.1).

Otra posible causa estribaría en la interferencia hemodinámica de la presión positiva. La ventilación mecánica produce un incremento de la presión intratorácica y un mayor valor de medición en la PVC. Al ser este parámetro el objetivo de la monitorización del clínico en cuanto a precarga, podría contribuir a un manejo de volumen subóptimo. El posible efecto de interferencia de la VM disminuiría en la evolución al irse extubando un mayor número de pacientes (12 en VM a las 24 horas).

La instauración de ultrafiltración por membrana (MUF) obligada en el protocolo quirúrgico y la administración de manitol antes del ingreso en UCIP, producen pérdidas elevadas de volemia. Esto también podría contribuir a una cierta hipovolemia inicial, que se va corrigiendo en el seguimiento posterior.

En conjunto, se determina $456 \pm 175 \text{ ml/m}^2$, dentro de los parámetros propuestos como referencia¹¹⁰ y acercándose bastante a la serie australiana⁵¹ que registra $427 \pm 38 \text{ ml/m}^2$.

En relación a la VVS, no hemos encontrado referencias de sus valores en PO de CCV pediátrica. Únicamente se ha valorado en los pacientes intubados y no se observa una relación con el GEDI, aunque hay que tener en cuenta el escaso número de observaciones (tabla 4.3.3.2 y gráficos 4.3.3.2 y 4.3.3.3).

El valor del uso de la radiología simple de tórax de forma rutinaria para la cuantificación del edema pulmonar es cuestionable¹⁹⁶. Pero tampoco, la medición del EVLWI se ha validado aún como elemento útil en la toma de decisiones clínicas, ni como factor pronóstico en pediatría. Se desconocen los valores normales en cada etapa de la infancia y los límites razonables en situación de enfermedad. Recientemente se ha comunicado que el EVLWI registrado al ingreso en la UCIP en pacientes con fallo respiratorio se relaciona con la supervivencia y la duración de la ventilación mecánica en 27 casos pediátricos, pero se excluía a pacientes cardiopatas¹⁹⁷. Asimismo, en niños quemados, se ha encontrado una relación significativa entre la evolución a lo largo de los días del EVLWI y la supervivencia¹⁹⁸.

Para nuestros pacientes el resultado global para el EVLWI es de 19.13 ± 11.20 ml / kg (tabla y gráfico 4.3.4.1.1), muy por encima de los valores de referencia en adultos, pero más cercanos a los estudios pediátricos de pacientes en la UCIP. Los 12 pacientes con cardiopatías del grupo de 17 de López-Herce y cols¹²³, presentan EVLWI de 21.6 ± 10.9 ml / kg. Para los 12 menores de 30 kg el resultado es 22.8 ± 9.8 ml / kg.

Lemson y cols¹⁹⁹, en un grupo heterogéneo de 24 niños críticos sometidos a ventilación mecánica ha confirmado la relación inversa con la edad con un resultados de $r = -0.67$ con un intervalo de confianza al 95 % (-0.85, -0.36) y con la altura $r = -0.80$ (-0.91, -0.59), pero no ha podido relacionar este parámetro con la valoración de edema pulmonar mediante radiología de tórax, ni con la gravedad de la enfermedad o la evolución de los pacientes El valor de la mediana de EVLWI fue de 16 (IQ :13-21) ml/kg y el GEDI de 432 : (IQ: 369 - 528) ml/m².

Aunque tal relación radiológica no fue valorada, podemos aportar el dato del EVLWI con que se consiguió extubar a los pacientes en nuestra UCIP (11.5 ml /kg), sin que hayamos registrado ninguna re-intubación. Estos valores son mayores en quienes no superan el primer año de vida: 10.7 vs 17 ml/kg (tabla y gráfico 4.3.4.1.5). La interferencia de la presencia de derrame pleural en la medición sería

una explicación al elevado valor encontrado en un lactante, aunque las referencias bibliográficas en adultos no lo describen como posible causa de un valor falsamente elevado²⁰⁰.

En la búsqueda de parámetros de normalidad, hemos analizado separadamente los datos de EVLWI en los pacientes a los que se ha retirado la ventilación mecánica, ya que podríamos interpretar que si los pacientes se encuentran extubados su situación de edema pulmonar es favorable y hemos obtenido una diferencia estadísticamente significativa. 14 (7-50) vs 16.45 (6-69) ml/kg (tabla 4.3.4.1.2). De todas formas, habría que tener en cuenta el factor edad, y en ese sentido confirmamos la relación inversa, pero con una correlación muy escasa, y que es algo mayor para los pacientes extubados respecto al peso ($r = 0.57$, $p = 0.000$) (tablas 4.3.4.1.3 y 4.3.4.1.4)

En nuestra casuística, es destacable el significativo mayor EVLWI en los pacientes con bajo gasto clínico 31.80 ± 15.14 ml/kg (tabla 4.3.6) e instrumental 21.09 ± 12.35 ml/kg (tabla 4.4.3) y consiguientemente se relacionaría con la peor evolución de estos. Asimismo, se obtiene un límite (IC 95 %) para el EVLWI de 14.96 - 18.51 ml/kg que se relaciona con el mantenimiento el IC adecuado ($3-5$ L/m²) (tabla 4.7.1) y podría ser una referencia para la monitorización del PO de CCV.

En resumen, a la luz de los datos obtenidos, parece existir una relación entre valores elevados de EVLWI y una peor evolución en PO de CCV. El parámetro en pediatría aun no posee un valor clínico demostrado y aún están por determinar valores de referencia para las diferentes edades pediátricas que puedan ser usados en algoritmos terapéuticos.

En lo que respecta al índice de permeabilidad vascular pulmonar (PVPI), encontramos un resultado global de 3.85 ± 1.93 en conjunto (tabla 4.3.4.2.1) y de forma paralela al EVLWI es mayor en bajo gasto clínico 6.52 ± 0.79 e instrumental 4.42 ± 2.05 (tablas 4.3.6 y 4.4.3). Los límites para el IC adecuado que asocia mejor evolución son de 3.01-3.51 (tabla 4.7.1), cercanas al valor máximo de normalidad recomendado para adultos.

En relación a la ventilación mecánica (tabla 4.3.4.2.2) los comentarios pueden ser superponibles a los realizados para el EWLWI, siendo la mediana de 2.4 para los pacientes en ventilación espontánea.

Aunque una adecuada presión arterial no indica siempre un buen GC, la hipotensión sí puede asociarse a mayor mortalidad. La monitorización invasiva de la PA en los pacientes de UCI, especialmente en los procedentes de la cirugía cardiaca continúa siendo un estándar aceptado. En las situaciones de shock se recomienda el uso rutinario de la monitorización invasiva de la PA (nivel de evidencia IV, recomendación C)²⁰¹. Tal recomendación se siguió en nuestro procedimiento mediante la monitorización a través de la arteria femoral. La mediana de la PAM se mantuvo en cada uno de los cinco registros por encima de 75 mmHg durante el primer día PO (tabla 4.3.5.1). Este dato se nos antoja elevado para una serie con una mediana de edad de 18 meses. Ello puede deberse a que el objetivo terapéutico fue mantener la PAM y no el IC (dato objetivo que el clínico desconocía); así como a un manejo excesivamente exigente para los parámetros tensionales.

La PVC, cuya mediana se mantiene en 11-14 mmHg (tabla 4.3.5.2), presenta límites razonables para pacientes ventilados y cardiopatas que pueden presentar una complianza ventricular alterada. El consenso más reciente sobre monitorización hemodinámica vuelve a insistir en que cualquier interpretación de este parámetro en cuanto a la medición del estado de la volemia es más que cuestionable²⁰¹.

Aunque la capacidad de la SvcO₂ de detectar cambios en el GC es limitada, se mantiene una recomendación B de monitorización en pacientes críticos, con el objetivo de mantenerla > 70 %²⁰². La mediana en nuestro grupo se mantiene estable por encima de 75 % (tabla 4.3.5.3) por lo que esta indicación parece cumplirse satisfactoriamente como objetivo de monitorización. En nuestros pacientes se utilizaron vías centrales tanto yugulares como femorales para las gasometrías, ya que ambas se reconocen como válidas en ausencia de disponibilidad de SvO₂ mixta²⁰³. En condiciones basales, la extracción de O₂ en el territorio de la cava superior es mayor, ofreciendo unas determinaciones más bajas de SvO₂, pero cuando el GC disminuye, las SvO₂ obtenidas de la cava inferior caen primero, para posteriormente hacerlo en el territorio de la cava superior, por lo que el dato obtenido desde una vía inferior sería más sensible. En

nuestro estudio, para la detección de bajo gasto instrumental (no condicionada por el propio resultado de SvO₂) se constatan valores significativamente inferiores asociados a IC < 3 L/m/m² (tabla 4.4.3), lo que confirma el valor de su monitorización.

Detección de bajo gasto clínico

En la definición de bajo gasto clínico se incluían parámetros de presión arterial y saturación venosa central, por lo que lógicamente se establece una diferencia significativa para la PAM (70 ± 11 vs 79 ± 10 mmHg) y la SvcO₂ (62 ± 14 vs 77 ± 10 %) para el grupo de los 6 niños en bajo gasto clínico (tabla 4.3.6). Además, una PVC más elevada también se significa en relación al bajo gasto (16 ± 4 vs 12 ± 4 mmHg), como posible expresión de corazones con peores complianzas.

Más interesante, de cara al objetivo de nuestro estudio, es la demostración de la existencia de un patrón de TDTP en relación al bajo gasto, reflejado tanto en el IC : 3,91 ± 1 vs 3,08 ± 0,9 l/min /m² como en el IS : 32,35 ± 9 vs 21,25 ± 6,13 ml /m².

Además, los determinantes del GC medidos mediante PiCCO^R muestran también diferencias entre estos grupos de pacientes. La precarga en forma de GEDI es menor en los de bajo gasto mientras que el edema pulmonar en forma de EVLWI es mayor, sin observarse diferencias en la medición de la poscarga.

5.4: Detección de bajo gasto: la importancia de mantener el IC

De cara a plantear la posibilidad de establecer objetivos terapéuticos basados en la TDTP, hemos valorado qué pacientes han conseguido mantener un IC de al menos 3 l/min/m^2 en las 5 determinaciones seriadas en el tiempo, obteniendo que sólo 18 lo han logrado. Como se observa en la tabla 4.4.1 dentro de los 17 que no mantienen este objetivo, se encuentran los 6 que habían sido catalogados de bajo gasto con los parámetros clásicos. El monitor detecta el bajo gasto clínico, pero esto no supondría ningún valor añadido en sí mismo. El interés radica en descubrir si estos 17 pacientes detectados por el monitor PiCCO^R se comportan de modo diferente y si esa detección supone una relevancia clínica. Efectivamente, (tabla 4.4.2) los 16 pacientes pertenecientes a este grupo (ya que uno fallece), tienen una prolongación en la duración de la VM de 13 horas, permanecen ingresados en UCIP una mediana de 3.5 días más y reciben el alta hospitalaria 10 días más tarde. En resumen, la ausencia de mantenimiento de un $\text{IC} \geq 3 \text{ L/min/m}^2$ se asocia una asistencia más prolongada (gráfico 4.4.2).

Asimismo, se establece un patrón de parámetros de monitorización significativo para este grupo en el que la PAM ya no interviene (tabla 4.4.3), lo que nos posibilitaría una intervención sobre los determinantes del GC.

Por consiguiente, se podría definir un patrón de parámetros de monitorización más exigentes (tabla 4.4.4) y que asocia mejor pronóstico, en comparación con el obtenido para los 29 que cumplían “sólo” con el requisito clínico.

Del análisis del conjunto de estos datos se confirma el valor de la monitorización de la SvO₂ y la PVC. El valor de la SvO₂ en el pronóstico de los pacientes cardiacos intervenidos mediante procedimiento de Norwood fue estudiado por Tweddell y cols²⁰⁴ en 115 casos concluyendo que la monitorización de la SvO₂ fue un factor de mejora de la supervivencia. De nuestros datos surge el planteamiento de complementar esta monitorización, introduciendo un algoritmo terapéutico encaminado a mantener un IC, RVSI, GEDI y EVLWI en unos rangos determinados.

5.5 Factores de riesgo de bajo gasto

Sería interesante conocer factores previos al ingreso en UCIP que nos indicaran el grupo de pacientes al que sería rentable instalar el dispositivo PiCCO[®]. El factor que destaca en relación al no mantenimiento del $IC \geq 3 \text{ L/min/m}^2$ es el tiempo de CEC, el cual está en relación con la complejidad quirúrgica (tabla y gráfico 4.5.1). Es posible que con un mayor número de observaciones se hubiera alcanzado significación estadística para el tiempo de parada cardiaca. Recordemos, que para el diagnóstico de bajo gasto clínico los factores de riesgo habían sido el nivel quirúrgico, los tiempos de isquemia y CEC (tabla 4.1.4.2).

Respecto a los factores de riesgo, la importancia del evitar el bajo gasto cardiaco y la evolución de los pacientes, hay que reseñar que se ha descrito en la literatura que los tiempos de CEC y parada circulatoria se relacionan con la evolución neurológica⁹⁻¹².

Si buscamos una monitorización que sea coste – beneficio, sería importante delimitar la indicación del dispositivo a situaciones en que se prevea la posibilidad de una complicación en forma de bajo gasto. Ante cierta complejidad quirúrgica de forma inicial o ante la prolongación de la CEC, se podría valorar la instalación del sistema, cambiando el catéter arterial estándar por el específico del monitor hemodinámico.

5.6 Determinantes del IC: valor de la precarga (GEDI) y de la poscarga (RVSI)

Determinantes del índice cardiaco.

Es conocido que es fundamental para conseguir un adecuado GC optimizar la precarga, contractilidad y poscarga. Analizando la relación de cada uno de los posibles determinantes que pudieran influir en la consecución del IC, se obtiene 5 parámetros estadísticamente relacionados: (PAM, SvcO₂, PVPI, RVSI y GEDI). Siendo únicamente dos GEDI ($r = 0.630$) y RVSI ($r = - 0.745$), los que se muestran relevantes (tabla 4.6.1 y gráficos 4.6.1.1 y 4.6.1) .

Si bien la relación del gasto cardiaco con la poscarga ha sido menos referida, la validez del sistema para determinar precarga (incluso por encima del valor de la PVC) ha sido previamente publicada. Schiffman y cols obtuvieron una correlación de 0,76 entre el GEDI y el IS en un grupo heterogéneo de 10 neonatos y lactantes ¹⁰⁶. Asimismo, el grupo de Cecchetti demostró una correlación con una r de 0.65 entre GEDI e IC para 10 pacientes con shock cardiogénico (no quirúrgicos), si bien en el conjunto de la muestra de 70 pacientes con diferentes tipos de shock la correlación fue mucho más pobre ($r = 0.323$) ¹⁰⁹. Previamente, el mismo grupo del Hospital Bambino Gesù de Roma, había testado el sistema en 23 pacientes de UCIP con un amplio rango de edades (6 meses - 14 años) y patologías, obteniendo una r para ITBVI e IC de 0.66 en 69 mediciones ¹⁰⁸. Mahajan y cols también consiguen correlacionar ITBVI e IC ($r = 0.63$) en 16 pacientes tras cirugía cardiaca¹⁰⁷, mientras que López Herce y cols lo hacen en 17 pacientes de UCIP ($r = 0.60$) ¹²³.

Correlación TDPT y monitorización clásica

En la tabla 4.6.2 se detallan los resultados. Destaca la relación entre la SvcO₂ y el IS, lo que interpretamos como esperable por la influencia lógica del segundo sobre la primera. La mejor correlación de los registros de presión arterial es para la PAM y las RVSI, fácilmente justificable por el empleo de la primera en la fórmula de obtención de la segunda. Para la PVC no se obtienen buenos resultados para el IC. Sin embargo, ello no quiere decir obligatoriamente que no estén relacionados, sino que la relación no es lineal. Como refieren Modesto y cols, la curva de Frank-Starling, que expresa la relación entre precarga y gasto cardíaco, es una relación creciente pero no lineal por lo que no sería correcto aplicar un ajuste de recta a una nube de puntos más bien logarítmica²⁰⁵. En otros estudios ya se alude a esta mala correlación lineal de la PVC con el IC^{107, 123}.

La correlación de PVC con el GEDI es poco relevante aunque sea estadísticamente significativa. Este resultado sería entendible desde la justificación de que al medir presión frente a volumen en estructuras de complianza variable, no debiéramos esperar asociaciones lineales.

Efecto de la hipovolemia

Para valorar la capacidad del dispositivo de detectar situaciones de hipovolemia mediante el GEDI, se determinó un límite de 390 ml/m² y se analizaron las determinaciones. Los resultados (tabla 4.6.3.1 y gráficos 4.6.3.1 - 4.6.3.2), confirman que un GEDI < 390 ml/m² se asocia con IC más bajos (3,19 ± 0.69 vs 4,23 ± 0.96 L/min/m²), así como con SvcO₂ menores (72 ± 13 vs 77 ± 10 %), sin que se aprecien diferencias en la PVC. La relación entre el IC y la precarga medida por GEDI, y no mediante PVC, ha sido descrita en pacientes adultos con shock séptico²⁰⁶

Además, se relaciona con resistencias sistémicas mayores (1681 ± 364 vs 1329 ± 371 dyn.s.cm⁻⁵/m², gráfico 4.6.3.3), lo que podría interpretarse como un posible intento de compensación con el objetivo de mantener la PAM. En este sentido, en adultos intervenidos para bypass coronario se ha encontrado que la estrategia de mantener un GEDI > 640 ml/m² a expensas de aumentar las expansiones volumétricas redujo el uso de vasopresores, reduciendo además el tiempo de ventilación mecánica⁵².

La mayor fuga capilar, expresada como PVPI ($4.38 \pm 1,94$ vs 3.45 ± 1.83), y representada en el gráfico 4.6.3.4, para el grupo de menor GEDI, podría explicarse mas bien como causa de que los pacientes estén en hipovolemia. En esta situación de fuga capilar, el clínico tiene más dificultades para rellenar la volemia y además optaría por otras medidas de mantenimiento de la hemodinámica que no empeorasen los edemas.

Aún más interesante es el resultado en cuanto a la evolución de los pacientes. El precio de mantener volemias inadecuadas (o de la existencia de situaciones clínicas que impidan conseguirlo) se refleja en la tabla 4.6.3.2. y el gráfico 4.6.3.5, donde se observa que los 8 pacientes que se mantienen con GEDI < 390 ml/m² durante las 24 del estudio están mas tiempo ingresados en UCIP, mas días hospitalizados y tienen un diferencia de 28 horas en la mediana de horas de VM.

Efecto de la vasoconstricción

El aumento de las resistencias vasculares influencia el gasto cardiaco y del producto de ambos parámetros modificados derivará un resultado en la PA.²⁰⁷ Se estableció un límite de RVSI 1600 dyn.s.cm⁻⁵/m² y se valoraron los resultados. Las 56 mediciones con RVSI ≥ 1600 dyn.s.cm⁻⁵/m² asocian significativamente un menor IC (3 ± 0.55 vs 4.19 ± 0.93 L/min/ m²), pero con un efecto neto de mayor PAM (82 ± 8 vs 76 ± 10 mmHg, tabla 4.6.4 y gráfico 4.6.4). Esta mayor PAM, sin embargo asocia una peor SvO₂ ($72,29 \pm 10,84$ vs $76,63 \pm 11,90$ %), lo que nos devuelve al comentario previo de que el objetivo de mantenimiento de la PA puede asociar un compromiso del CG. Este descenso en el IC asociado a elevación de RVSI ya fue descrito por Wernovsky y cols en un grupo de neonatos

intervenidos por presentar transposición de grandes vasos ⁵. Recordemos que en el conjunto de mediciones de nuestro estudio, el valor de RVSI tiene una correlación de $r = -0.745$ con el IC (gráfico 4.6.1.2).

Además, hay una asociación con una menor precarga (GEDI 384 ± 117 vs 494 ± 188 ml/m²) que relacionaríamos con una estrategia para pacientes con fuga capilar y menor volemia, en los que se prima el mantenimiento de la PA en función de mayor vasoconstricción. Debido a la dificultad de medir el flujo sanguíneo y la precarga, es habitual establecer terapias dirigidas a la presión arterial. Una PA normal puede existir aún con GC bajo si la RVS es elevada, ya que $PAM = GC \times RVS$ ²⁰⁸.

En cuanto a la evolución de los pacientes con mayor vasoconstricción solo se han mantenido persistentemente $RVSI > 1600$ dyn.s.cm⁻⁵/m² en 3 pacientes por lo que no es posible realizar análisis ulterior alguno.

Esta demostración de la relación del IC con la precarga y poscarga medida mediante PiCCO podría plantear algoritmos terapéuticos encaminados a mantener un determinado GEDI y RVSI para conseguir obtener un IC adecuado. En este sentido, y como hemos comentado previamente (tabla 4.4.3), se obtienen unos datos de GEDI 487 ± 167 ml /m² y de RVSI 1353 ± 326 dyn.s.cm⁻⁵/m² que se asocian al grupo que consigue mantener el $IC \geq 3$ L/min/m² y que tiene mejor evolución clínica.

5.7 El IC ideal: 3-5 L/min/m² y sus determinantes.

Si nos planteásemos que el objetivo fuera mantener el IC entre 3 - 5 L/min/m² durante las primeras 24 horas del PO , encontramos en el estudio que las 103 determinaciones que lo cumplen muestran una serie de parámetros de monitorización que se hallan en unos intervalos de confianza significativamente diferenciados respecto de las 42 ocasiones en que no se alcanzó ese IC (las 18 mediciones con IC superiores a 5 L/min/m² no se analizan) .

Una SvcO₂ de 76 % (74-78) y una PVC de 12 mmHg (11-13) dentro de la monitorización clásica y un GEDI de 462 ml/m² (432-491) , RVSI de 1410 dyn.s.cm⁻⁵/m² (1353- 1466) , un ELWI de 17 ml/kg (15- 19) y un PVPI de 3,2 (3 -3,5) mediante TDTP femoral darían datos de referencia para mantener el objetivo de IC citado (tabla 4.7.1 y gráficos 4.7.1- 4.7.6.) . Estos valores, lógicamente, son muy similares a los reflejados en la tabla 4.4.3 en referencia a los pacientes que mantienen IC > 3 L/min/m².

Estos datos nos permiten elaborar la tabla 5.7 donde se recogen posibles parámetros de referencia que sería aconsejable alcanzar durante un PO de CCV que fuera monitorizado mediante TDTP femoral. Sin embargo, sólo un ensayo clínico, siguiendo una guía terapéutica, sería capaz de validar adecuadamente estos resultados preliminares.

Tabla 5.7: propuesta de guía de parámetros de monitorización

	Unidades	Total	No bajo gasto clínico	IC ≥ 3	IC = 3-5
Pacientes		35	29	18	33
Mediciones		163	138	85	103
IC	L/min/m ²	3,78 \pm 1,00	3,91 \pm 0,97	4,23 \pm 0,92	*
IS	ml/m ²	30,65 \pm 9,19	32,35 \pm 8,62	35,14 \pm 7,90	*
RVSI	dyns.s.cm ⁻⁵ /m ²	1482 \pm 407	1478 \pm 402	1353 \pm 326	1410 \pm 288
GEDI	ml/m ²	456 \pm 175	465 \pm 165	487 \pm 167	462 \pm 151
EVLWI	ml/kg	19,13 \pm 11,20	16,83 \pm 8,57	17,33 \pm 9,76	16,74 \pm 9,1
PVPI		3,85 \pm 1,93	3,45 \pm 1,61	3,36 \pm 1,68	3,26 \pm 1,2
PVC	mmHg	12,49 \pm 3,87	11,87 \pm 3,55	11,34 \pm 3,12	11,94 \pm 3,9
SatvcO ₂	%	74,97 \pm 11,84	77,36 \pm 9,70	78,14 \pm 10,34	76,00 \pm 10,5

5.8: Espectroscopia somática y cerebral: INVOS^R.

Correlación con SvcO₂ e IC.

Aunque solamente se recogieron 17 pacientes, se pudieron acumular mediciones en los 5 momentos previstos del PO que permitieron establecer resultados significativos. En nuestros datos la mediana de rSO₂c es de 67 %, lo que concuerda con los valores establecidos por Kuth y cols en 2001 para los pacientes no cianóticos²⁰⁹. Los valores de r SO₂ abdominal (82 %) y renal (86,5%) estuvieron muy por encima, de acuerdo con lo previamente descrito (tabla 4.8.2).

En relación a la monitorización clásica, la SvcO₂ es el parámetro invasivo con el que mejor podría correlacionarse. Así se demostró para los registros cerebrales y renales (tabla 4.8.3.1).

La combinación de saturación cerebral y renal para la estimación del SvcO₂ ya había sido propuesta por Hoffman y cols¹⁴⁹. En nuestro estudio, se obtiene incluso mejor correlación ($r = 0.76$) que la previamente publicada (gráfico 4.8.3.1), confirmándose el valor de la misma a pesar de ser un grupo escaso de individuos. En cuanto al valor de la rSO₂c no parece que el lado anatómico influya, como ha sido previamente referido¹⁴⁷.

Respecto al NIRS renal, se ha descrito en pacientes cardiopatas estudiados en sala de cateterismo la buena correlación de la SO₂ r con la SvO₂ en la vena renal ($r = 0.821$) y de la cava inferior ($r = 0.638$) pero sólo para los menores de 10 kg²¹⁰, posiblemente en relación a las previamente mencionadas características técnicas del dispositivo. Asimismo, el mantenimiento de un valor de rSO₂r < 50 % durante > 2 horas en el PO de CCV ha sido relacionado con el aumento de creatinina, la incidencia de fallo renal y mayor duración de la ventilación mecánica²¹¹.

El uso combinado de la rSO₂ cerebral con un único sensor colocado en línea media y el rSO₂ r para detectar y tratar complicaciones en enfermos procedentes de cirugía cardiaca ya ha sido introducido en algunos Centros²¹². Esta combinación de NIRS cerebral y renal también ha sido propuesta por el equipo del Hospital Bambino Gesù de Roma²¹³ como guía de disfunción orgánica, indicando la necesidad de drenaje en relación al síndrome compartimental abdominal en un

caso de enterocolitis por *C. difficile* en un lactante de 6 meses. El descenso de los valores de rSO_2r por debajo de los de rSO_2c sería un parámetro a tener en cuenta en la monitorización de esta complicación para un diagnóstico precoz de la disfunción renal antes de la elevación de la presión intrabdominal.

En nuestros datos existe una peor correlación con la rSO_2a , sin que tengamos una explicación para ello. Únicamente podemos aventurar que el uso protocolizado de fentanilo en perfusión continua como sedoanalegesia postoperatoria haya contribuido a generar un íleo paralítico y que el aire intrabdominal haya podido alterar la medición, así como la posibilidad de que factores ambientales como la exposición a la luz hayan influido. De todas formas, las publicaciones más recientes eligen la monitorización renal como indicador somático, como hemos comentado previamente.

Cuando se estudian los datos separados por hora de registro, calculando el sesgo y límites de concordancia, observamos (tabla 4.8.3.2) que el registro cerebral y la fórmula subestiman el valor de $ScvO_2$, mientras que el renal y abdominal lo sobrestiman. Esto es concordante con la fisiología normal cuando los pacientes no se encuentran en bajo gasto, ya que la $SvcO_2$ es la combinación de la procedente del territorio cerebral, de mayor consumo, y del de la cava inferior con mayores contenidos venosos de O_2 . Los límites de concordancia son muy amplios, recordando la imposibilidad de considerarlos valores intercambiables. Aun así, destacan la valoración conjunta renal y cerebral mediante la fórmula de Hofmann. Los gráficos 4.8.3.2 – 4.8.3.6 recogen la representación de estas diferencias mediante el método de Bland-Altman.

En cuanto a su relación con el gasto cardiaco, Bhutta y cols ²¹⁴ han publicado la correlación entre el IC obtenido mediante catéter en la arteria pulmonar y rSO_2 cerebral ($r= 0.45$) en 29 pacientes trasplantados cardiacos en el estudio hemodinámico de seguimiento para biopsia cardiaca. Sin embargo, en situación crítica y en el área de los modelos experimentales pediátricos, para un estudio de parada cardiaca por asfixia en cerdos, López–Herce y cols ²¹⁵, encuentran correlaciones muy débiles entre IC y rSO_2c ($r = 0.264$) y entre IC y rSO_2r ($r = 0.230$). En nuestros datos, la correlación IC mediante $PiCCO^R$ y la rSO_2c es de $r=0.49$ para la derecha y de $r= 0.55$ para la izquierda (tabla 4.8.4.1). Teniendo en cuenta la influencia que podría tener la FC sobre el IC, hemos investigado las asociaciones con el IS. Así, en nuestro estudio, es más destacable la relación del rSO_2c con el IS consiguiendo una $r = 0.656$ para rSO_2c derecho y de 0.678 para el

rSO_{2c} izquierdo. Esta correlación se consigue mejorar, si bien escasamente, incluyendo la saturación regional renal en el cálculo, obteniendo una $r = 0.72$ (gráfico 4.8.4.1). Esta correlación mantiene su significación estadística en el análisis segregado por horas (tabla 4.8.2.2), aunque los límites de concordancia y la representación gráfica (4.8.2.2- 4.8.2.6) nos indiquen la imposibilidad de utilizarlos como mediciones intercambiables. Es posible que un estudio que contara con un mayor número de observaciones pudiera arrojar mejores resultados

Esta capacidad de inferir el IC obtenido mediante PiCCO^R mediante el INVOS^R en PO de CCV no ha sido referido previamente en la literatura en nuestro conocimiento y abre las puertas de estudios más amplios, y de confirmarse, podría establecer las bases de una posible monitorización escalonada desde lo no invasivo mediante INVOS^R al abordaje más agresivo a través del sistema PiCCO^R

Se ha referido en las conclusiones de una revisión sistemática sobre NIRS que no existen estudios que validen la correlación del dispositivo con otros parámetros que indiquen bajo gasto global ²¹⁶. En este sentido, es relevante conocer que el dispositivo fue capaz de detectar la situación de bajo gasto, advirtiéndose en los valores de la espectroscopia somática y cerebral cambios en relación al IC < 3 L/min/m². Efectivamente, se obtuvieron para la rSO_{2c} derecha e izquierda y la rSO_{2r} valores que discriminan el IC < 3 L/min/m² (tabla 4.8.5 y gráficos 4.8.5.1-4.8.5.4). De especial interés clínico es el hecho que para la rSO_{2c} derecha e izquierda se obtienen intervalos de confianza al 95 % que separan los grupos sin cruzarse: 61- 66 vs 69- 75 y 58-65 vs 69-75 , respectivamente.

Del mismo modo, la monitorización renal y cerebral combinada nos proporciona una fórmula ($IS = -33 + 0.215 \times rSO_{2r} + 0.626 \times rSO_{2c} \text{ izquierda}$) que también establece resultados calculados del IS que alertan del bajo gasto: 23 (20-25) vs 31 (29-33) ml/m² con intervalos de confianza que no se cruzan.

En esta línea de intentar relacionar la hemodinámica con la monitorización combinada de NIRS, Chakravarti y cols ²¹⁷ en un registro en las 24 h PO de 23 casos tras reparación de CC, relaciona una media menor a 65 % obtenida de la medición por espectroscopia cerebral y renal con un lactato >3 mmol/L.

De estas observaciones se demuestra el valor de cualquiera de los registros cerebrales por un lado y del renal por otro. Lo que nos sugiere que la colocación de un sensor cerebral y otro renal podría ser la forma de monitorización inicial para los pacientes intervenidos de menos de 10 kg. A pesar de la falta de ensayos o meta-análisis que recomienden el NIRS en la monitorización del PO CCV en pediatría hay expertos que proponen su inclusión dentro de los cuidados estándar ²¹⁸, lo que es rebatido por otros autores basándose en la ausencia de beneficio demostrado en la evolución neurológica ²¹⁹.

5.3.9 NIRS ± PiCCO: Monitorización complementaria

En pacientes adultos²²⁰ se ha propuesto un progresivo nivel de invasividad para conseguir una adecuada monitorización hemodinámica, escalonando diversas tecnologías que van desde la presión arterial al catéter de la arteria pulmonar. Su combinación secuencial en función de cada paciente y su respuesta al manejo clínico, valorando las ventajas y limitaciones de cada dispositivo, podría aportar un escenario de manejo sensato de las nuevas tecnologías disponibles.

Un abordaje escalonado de la monitorización del PO de CCV que integrara los avances tecnológicos actuales, podría iniciarse en los pacientes de mayor riesgo y menor peso con la indicación de NIRS cerebral y renal. En función de la evolución clínica, analítica y de monitorización global, incluido la de los registros continuos de INVOS^R, se valoraría el interés de ampliar la instrumentación con el dispositivo de TDTP, ya que este monitor presenta un mayor coste, pero también proporciona mayor información como guía terapéutica no sólo del GC sino de sus determinantes, que es a donde irían dirigidos los esfuerzos en un tratamiento con una orientación fisiopatológica.

Asimismo, en los pacientes de mayor riesgo quirúrgico y con CEC más prolongadas, que se encuentren fuera del rango de utilidad del INVOS^R, la monitorización inicial con PiCCO^R podría encontrar su indicación.

Hasta la previsiblemente lejana llegada de los resultados de improbables estudios controlados randomizados para cada una de las patologías y edades pediátricas, habrán de ser las opiniones de expertos y las modestas series de casos las que orienten las recomendaciones y guías de manejo del PO de cardiopatía congénita. A ello esperamos poder haber contribuido con este trabajo.

Limitaciones del estudio

Se trata de una serie limitada de pacientes. Dadas sus características clínicas, la realización de grandes series es muy compleja, razón por la que en la literatura no se encuentran experiencias similares.

Aunque la muestra represente estadísticamente el conjunto de los intervenidos, es preciso reconocer que un 60 % de exclusión de pacientes es un porcentaje muy elevado, que pudiera cuestionar la validez de los resultados incluso en el propio ámbito del estudio.

Los pacientes son heterogéneos en cuanto a edad, peso, cardiopatías y han sido tratados por diferentes cirujanos (cuatro) e intensivistas (siete). Si bien, lo ideal hubiera sido centrarse en un grupo concreto de intervenciones realizadas por las mismas personas, esto sería casi imposible en el medio clínico. Aún en el caso de haber sido factible, ello hubiera prolongado excesivamente la recogida de datos.

Al tratarse de un estudio clínico y a pesar de los esfuerzos en protocolizar la recogida, la necesaria combinación con la asistencia y la rotación del personal de enfermería han podido contribuir a la generación de errores en la realización de los procedimientos de monitorización o en el registro de los datos. Si bien, esta circunstancia no nos consta.

*No te creas nada, no importa dónde lo leas, o quién lo diga,
a no ser que esté de acuerdo con tu propia razón y el sentido común.*

Buda

6. CONCLUSIONES

Conclusiones

1. El dispositivo PICCO^R es aplicable al postoperatorio de cardiopatías congénitas en nuestra Unidad de Cuidados Intensivos Pediátricos. Se ha mostrado seguro al haber observado la precaución de limitar la utilización del catéter arterial del tamaño de 4 Fr a los pacientes con un peso mínimo de 15 kg.
2. Los resultados de la monitorización continua mediante análisis de onda de pulso no son intercambiables por los de termodilución transpulmonar femoral. La calibración mediante nuevas inyecciones de suero frío es necesaria de forma frecuente.
3. Hemos establecido una tabla de parámetros de referencia para el sistema PiCCO^R en la situación de postoperatorio de cardiopatías congénitas en pediatría. Los valores obtenidos difieren de los referidos para adultos. Estos parámetros son capaces de discriminar a los pacientes con diagnóstico clínico de bajo gasto.
4. El dispositivo PiCCO^R consigue detectar, además de los diagnosticados clínicamente, pacientes con un gasto cardiaco insuficiente ($< 3 \text{ L/min/m}^2$). Es relevante que el grupo de personas que no logra mantener un índice cardiaco $\geq 3 \text{ L/min/m}^2$ durante las primeras 24 horas del posoperatorio asocia peor pronóstico en cuanto a prolongación de la ventilación mecánica y días de ingreso tanto en Cuidados Intensivos como en el área de hospitalización.

5. Un índice cardiaco inferior a 3 L/min/m^2 se asocia a los pacientes con un mayor nivel de riesgo quirúrgico medido mediante la escala RACHS-1 y con un tiempo de la circulación extracorpórea más prolongado. Este antecedente, que es conocido previamente al ingreso en la Unidad de Cuidados Intensivos, sería criterio para establecer una monitorización avanzada de estos pacientes.

6. Los datos de precarga, poscarga y agua extravascular pulmonar obtenidos mediante termodilución transpulmonar femoral se relacionan con el mantenimiento del índice cardiaco $\geq 3 \text{ L/min/m}^2$. Añadir estos parámetros a los protocolos de monitorización clásica basados en presiones (PAM, PVC) y SvcO_2 , podría servir para mejorar la evolución de los pacientes.

7. Para los niños intervenidos con un peso menor a 10 kg se confirma la asociación entre la saturación regional de oxígeno medida mediante INVOS^R y la ScvO_2 . La medición cerebral y renal conjunta mejora la correlación, aunque estos valores no son intercambiables.

8. Existe una correlación entre la espectroscopia y el gasto medido por termodilución transpulmonar femoral, siendo capaz el INVOS^R de detectar el bajo gasto. Por ello, la combinación de INVOS^R cerebral y renal ofrece una alternativa de monitorización en el posoperatorio de cirugía cardiaca de los pacientes con cardiopatía congénita que no superen los 10 kg de peso.

9. Las limitaciones en cuanto a número de pacientes, patologías y escenario hacen necesarios estudios más amplios que puedan validar estas conclusiones.

Si supiese qué es lo que estoy haciendo, no lo llamaría investigación

Albert Einstein

7. ANEXOS

**CONSENTIMIENTO INFORMADO MONITORIZACION HEMODINAMICA
PICCO**

Nombre del paciente:

.....

Su hijo/a va a ser intervenido para corregir su cardiopatía congénita. Como consecuencia de la intervención, que se realiza bajo circulación extracorpórea, se puede producir una situación de disfunción cardiaca que altere el aporte de sangre al conjunto del organismo.

Con el objetivo de mejorar esa situación en caso de que se produzca, con el tratamiento médico adecuado, es importante poder monitorizar u objetivar datos de esa disfunción. Uno de esos datos, muy importante, es la cantidad de sangre que el corazón bombea para irrigar todo el organismo, lo que se llama "gasto cardiaco". Para ello disponemos en la actualidad en la UCIP de un aparato que nos permite medirlo. Con ello, podríamos detectar precozmente las posibles alteraciones y valorar la respuesta al tratamiento.

Para la utilización de este monitor solo es necesario que el catéter que en quirófano se coloca a estos pacientes en una arteria, sea un catéter específico, y que cada vez que se haga una medición, se inyecten pequeñas cantidades de suero (entre 10 y 30 ml)

Los riesgos de esta monitorización son los mismos que corresponden a un catéter en vía central, imprescindible en un postoperatorio de cirugía cardiaca, y se refieren a la posibilidad de trombosis e infección; las personas que cuidan a su hijo conocen estas posibilidades y están atentos a su posible aparición para combatirlas, cosa que generalmente ocurre con éxito. La monitorización descrita se viene realizando en nuestra Unidad desde 2005 en distintas enfermedades o patologías, sin que se hayan registrado complicaciones achacables a su uso,

Si está de acuerdo en que utilicemos esa monitorización, le solicitamos su conformidad para que los datos obtenidos, junto con el resto de información clínica correspondiente puedan ser registrados y tratados estadísticamente con la debida confidencialidad, para ser empleados con fines de investigación y de comunicación del conocimiento científico.

En Cruces- Baracaldo a de de 20..

Declaro que comprendo el contenido de este documento, he recibido la información suplementaria solicitada y acepto la puesta en práctica de las medidas necesarias, reservándome el derecho a cambiar mi decisión en cualquier momento.

Nombre del padre/ madre /tutor
DNI y Firma

Nombre del médico informante
Firma

Una vez conectado aparecerá en la pantalla una serie de parámetros en verde. Para este estudio solo dejaremos activos), la temperatura sanguínea y el DPtmax ocultando las demás variables poniendo valor numérico “ninguno”.

Hay que decirle al monitor como hemos llamado a la onda de presión del catéter PiCCO. Monitorizar GC desde.... P.e. art.



Haciendo click sobre cualquier verde entramos en la pantalla de monitorización del gasto Aquí introducimos el peso y la talla del paciente y el volumen de SSF que vamos a emplear en las Termodiluciones

Al situarnos sobre el volumen a inyectar también el aparato nos recomienda un volumen determinado / poner 2ml mas si la vía es femoral)

A nivel orientativo emplearemos

El Volumen a infundir es $1.5 \text{ ml} + 0.15 \text{ ml} / K =$

- <10 k : 3 ml
- 10-25 : 5
- 25 -50 : 10
- >50 : 15 ml

Si es mediante femoral 2 ml más de lo calculado

También se puede usar esta tabla

Peso del paciente	Inyección fría		Inyección a temperatura ambiente
	ETVi < 10	ETVi ≥ 10	
<3 kg	2 ml	2 ml	3 ml
<10 kg	2 ml	3 ml	3 ml
<25 kg	3 ml	5 ml	5 ml
<50 kg	5 ml	10 ml	10 ml
<100 kg	10 ml	15 ml	15 ml
≥ 100 kg	15 ml	20 ml	20 ml

De todos modos, la propia máquina nos indica si el volumen es escaso con un aviso de ETVi elevado con lo que habría que aumentar la cantidad de suero frío empleado

Utilizaremos siempre SSF a menos de 8 grados de la nevera o del congelador (descongelándolo en la mano)

Una vez preparadas las 3 alícuotas de SSF procedemos a realizar la termodilución. Para ello tecleamos sobre “Iniciar Gasto cardiaco “y nos dirá cuando podemos inyectar. Solo hay que mantener cerrada la llave de tres vías mientras se realizan las inyecciones. Repetimos el procedimiento hasta completar las tres termodiluciones validas (menos 10 % de diferencia) y pulsamos en guardar GC y calibrar

Es importante que la medición de la PVC sea correcta cuando se realiza esta calibración

Para imprimir los resultados entramos en datos hemodinámicos y pulsamos imprimir. Se guardan los resultados en la carpeta sin que los vea el médico

Por otra parte el médico rellena la hoja de datos del paciente.

Las mediciones se hacen a las 1 ,4 ,8 16 24 horas del ingreso y se adapta la medición del INVOS a tales horas, sacando los gases en ese momento

Gracias por vuestra colaboración

Para cualquier duda

Javier Gil

Febrero 2009

ANEXO 3: HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

Nº historia	HORA				
	1	4	8	16	24
Fecha					
Hora					
Edad (meses)					
Cardiopatía					
Clasificación riesgo					
Técnica Q					
Tiempo de CEC					
Tiempo de parada					
Tiempo VM Inv horas					
V mecanica So N					
Cateter venoso					
Cateter arterial					
Dobutamina mcg/k/m					
Dopamina mcg/k/m					
Adrenalina mcg/k/m					
Noradrenalina mcg/k/m					
Milrinona mcg/k/m					
Levosimendan mcg/k/m					
Sv O ₂ %					
Invos cerebral Dcha					
Invos cerebral Izda					
Invox abdominal					
Invox renal					
ICC pre TD	xxxxxxx				
Dptmax post					
NOTAS					

ANEXO 4: HOJA DE IMPRESION DATOS TERMODILUCION

Siglas	Parámetro	1	4	8	16	24
ASC	Superficie corporal					
IFC	Indice de función cardiaca					
IC	Indice cardiaco					
IS	Indice sistólico					
RVSi	Resistencia vascular sistémica					
EVLWi	Agua extravascular pulmonar					
VSITi	Volumen intratorácico					
VTDGi	Volumen telediastólico global					
PVPi	Indice de permeabilidad vascular pulmonar					
Altura						
Peso						
FC	Frecuencia cardiaca					
PAS	Presión arterial sistólica					
PAD	Presión arterial diastólica					
PAM	Presión arterial media					
PVC	Presión venosa central					
FEglob	Fracción de eyeccion global					
VVS	Variación volumen sistólico					

FAST TRACK EN CIRUGÍA CARDÍACA PEDIÁTRICA

CONCEPTO

Conjunto de medidas que permiten acortar el tiempo de estancia hospitalaria y de convalecencia (mejor uso de los recursos médicos, disminuyendo el coste) relacionados con un procedimiento quirúrgico sin incremento de la morbi-mortalidad.

OBJETIVOS

- Extubación precoz, (en quirófano o dentro de las primeras 6 horas del postoperatorio) que permite disminuir los problemas postoperatorios relacionados con la Ventilación mecánica prolongada
 - Adecuada analgesia
 - Precoz inicio de la alimentación y retirada de fluidos iv e inicio temprano de la deambulaci3n
- Todo ello, permite reducci3n el tiempo de estancia en UCIP y de hospitalizaci3n.

ACTUACI3N EN QUIR3FANO

- No administrar opiáceos a altas dosis durante la intervenci3n.
- Uso de agentes analgésicos /sedantes de tiempo de acci3n corta
- Empleo de Remifentanilo como analgésico intraoperatorio
- Empleo de gases anestésicos (sevofluorano) durante la CEC
- Reducci3n del tiempo quirúrgico
- Reducci3n de la agresión quirúrgica (cirugía mínimamente invasiva)
- Empleo de anestesia loco-regional (si es posible)

En quirófano es responsabilidad del anestesista y/o Cirujano cardíaco determinar la idoneidad del paciente como candidato a extubaci3n precoz y decidir (en caso afirmativo) si la extubaci3n se llevará a cabo en el quirófano o en la UCIP

ACTUACI3N EN UCIP

- Empleo de **Remifentanilo / Fentanilo** como analgésico postoperatorio en los pacientes candidatos a fase track que llegan intubados a UCIP
- Empleo de sedantes si es preciso: **Midazolam** iv en bolos y/o **propofol** iv en bolos o perfusi3n continua.

- Realización y revisión precoz de radiografías y analíticas al ingreso

En UCIP es responsabilidad del pediatra determinar si la paciente continua siendo candidato a extubación precoz y decidir el momento idóneo para llevarla a cabo

TTO ANALGÉSICO POSTEXTUBACIÓN

- **Remifentanilo (Ultiva®)** (inicio de acción rápido, rápida recuperación del efecto tras su suspensión y no se acumula en organismo, mejor en Insuficiencia renal y /o hepática que el Fentanilo, aunque más caro) en perfusión continua, dosis: 3-6 mcg/k/h o 0,05-0,1 mcg/k/min (max: 0,15 mcg/k/min.) o **Fentanilo** en perfusión continua 0,5-1 mcg/k/h. Suspender los opioides en 12-24 horas o si aparecen efectos secundarios.

Alternar estos dos opiáceos con:

- **Tramadol** iv 1mg/kg cada 6 horas ó
- Analgésicos convencionales, **Metamizol** iv, 40 mg /k cada 6 horas y/o **Paracetamol** iv 15 mg/k cada 6 horas.

Si agitación valorar bolos de Propofol iv 1-2 mg/k o incluso en perfusión continua 5-15 mg/k/h (0,5-1,5 ml/k/h)

CONDICIONES PARA EXTUBACIÓN PRECOZ

- Edad > 6 meses; Peso > 4 kgrs
- Temperatura corporal > 35°C
- Buen estado general previo (ausencia de patologías graves, respiratorias...)
- Estabilidad hemodinámica
- Mínimo o nulo soporte inotrópico (Dopamina y/o Dobutamina < 10 mcg/k/min con o sin Milrinona)
- No Hipertensión pulmonar
- Sangrado nulo o escaso (< 1ml/k/h)
- Tiempos cortos de CEC (< 2 horas) y de clampaje aórtico (< 45 min)
- Ventilación correcta
- Reflejos protectores presentes
- Buen control del dolor (paciente consciente y confortable)

CONTRAINDICACIONES PARA EXTUBACIÓN PRECOZ

- Edad < 6 meses; Peso < 4 kgrs
- Temperatura corporal < 35°C
- Llega a quirófano intubado
- Insuficiencia cardíaca descompensada previa a cirugía
- Bajo gasto cardíaco o necesidad de soporte inotrópico previo a la cirugía
- Soporte inotrópico elevado (Dopamina y/o Dobutamina > 10 mcg/kg/min, adrenalina o noradrenalina a cualquier dosis)
- Arritmias
- Sangrado significativo (> 1 ml/kg/h)
- Tiempos largos de CEC (> 2 horas) y de clampaje aórtico (> 45 min)
- No MUF
- Anomalías en vía aérea
- Cirugía tipo Norwood, corrección de DVPAT o TGA.

Elvira Morteruel y Silvia Redondo. UCIP H Cruces 2010

*Los intensivistas cuidamos de los niños y sus familias en situaciones críticas.
(Desde el punto de vista médico, manejamos su balance en el transporte de O₂)*

Checchia y Laussen MD. Children's Hospital Boston

8. BIBLIOGRAFIA

-
1. Chaturvedi RR , Herron T, Simmons R et al . Passive stiffness of myocardium from congenital heart disease and implications for diastole. *Circulation* 2010;121:979-88.
 2. Blatchford JW III, Barragry TP, Lillehei TJ, et al. Effects of cardioplegic arrest on left ventricular systolic and diastolic function of the intact neonatal heart. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1994;107:527-35.
 3. Wessel DL. Managing low cardiac output syndrome after congenital heart surgery. *Crit Care Med* 2001;29:S220-S230.
 4. Ravishankar C, Tabbutt S, Wernovsky G. Critical care in cardiovascular medicine. *Curr Opin Pediatr* 2003;15:443-53.
 5. Wernovsky G, Wypij D, Jonas RA, et al. Postoperative course and hemodynamic profile after the arterial switch operation in neonates and infants. A comparison of low-flow cardiopulmonary bypass and circulatory arrest. *Circulation* 1995;92:2226-35.
 6. Parr GV, Blackstone EH, Kirklin JW. Cardiac performance and mortality early after intracardiac surgery in infants and young children. *Circulation* 1975;51:867-74.
 7. Fuller S, Nord AS, Gerdes M, et al. Predictors of impaired neurodevelopmental outcomes at one year of age after infant cardiac surgery. *Eur J Cardiothorac Surg* 2009;36:40-7.
 8. Zeltser I, Jarvik GP, Bernbaum J, et al. Genetic factors are important determinants of neurodevelopmental outcome after repair of tetralogy of Fallot. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008;135:91-7.

-
9. Hovels-Gurich HH, Konrad K, Skorzewski D, et al. Long-term behavior and quality of life after corrective cardiac surgery in infancy for tetralogy of Fallot or ventricular septal defect. *Pediatr Cardiol* 2007;28:346-54.
 10. Fallon P, Aparicio JM, Elliott MJ, et al. Incidence of neurological complications of surgery for congenital heart disease. *Arch Dis Child* 1995;72:418-22.
 11. Bellinger DC, Jonas RA, Rappaport LA, et al. Developmental and neurologic status of children after heart surgery with hypothermic circulatory arrest or low-flow cardiopulmonary bypass. *N Engl J Med* 1995;332:549-55.
 12. Wypij D, Newburger JW, Rappaport LA, et al. The effect of duration of deep hypothermic circulatory arrest in infant heart surgery on late neurodevelopment: the Boston Circulatory Arrest Trial. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003;126:1397-403.
 13. Hoffman GM, Mussatto KA, Brosig CL, et al. Systemic venous oxygen saturation after the Norwood procedure and childhood neurodevelopmental outcome. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2005;130:1094-100.
 14. Ballweg JA, Wernovsky G, Gaynor JW. Neurodevelopmental outcomes following congenital heart surgery. *Pediatr Cardiol* 2007;28:126-33.
 15. Limperopoulos C, Majnemer A, Shevell MI, et al. Predictors of developmental disabilities after open heart surgery in young children with congenital heart defects. *J Pediatr* 2002;141:51-8.
 16. Newburger JW, Wypij D, Bellinger DC, et al. Length of stay after infant heart surgery is related to cognitive outcome at age 8 years. *J Pediatr* 2003;143:67-73.
 17. Dittrich H, Buhner C, Grimmer I, et al. Neurodevelopment at 1 year of age in infants with congenital heart disease. *Heart* 2003;89:436-41.

-
18. Menache CC, du Plessis AJ, Wessel DL, et al. Current incidence of acute neurologic complications after open-heart operations in children. *Ann Thorac Surg* 2002;73:1752-8.
 19. Jenkins KJ, Gauvreau K, Newburger JW, et al. Consensus-based method for risk adjustment for surgery for congenital heart disease. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2002;123:110-8.
 20. Da Cruz EM, Kaufman J. Shock in the cardiac patient: a brief overview. In: *Critical Care of Children with Heart Disease: Basic Medical and Surgical Concepts*. R Muñoz et al. (eds). London, Springer-Verlag 2010: 573-585.
 21. Wong HR, Dalton HJ. The PICU perspective on monitoring hemodynamics and oxygen transport. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12:S66-S68.
 22. Checchia PA, Laussen PC. The cardiac intensive care unit perspective on hemodynamic monitoring of oxygen transport balance. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12: S69-S71.
 23. Martin J, Shekerdemian LS. The monitoring of venous saturations of oxygen in children with congenitally malformed hearts. *Cardiol Young* 2009;19:34-9.
 24. Vernon C, Phillips CR. Pulmonary artery catheters in acute heart failure: end of an era? *Crit Care* 2009;13:1003.
 25. Harvey S, Stevens K, Harrison D, et al. An evaluation of the clinical and cost-effectiveness of pulmonary artery catheters in patient management in intensive care: a systematic review and a randomised controlled trial. *Health Technol Assess* 2006;10:iii-xi, 1-133
 26. Rhodes A, Grounds RM. New technologies for measuring cardiac output: the future? *Curr Opin Crit Care* 2005;11:224-6.
 27. Richard C, Monnet X, Teboul JL. Pulmonary artery catheter monitoring in 2011. *Curr Opin Crit Care* 2011;17:296-302.

-
28. Ivanov R, Allen J, Calvin JE. The incidence of major morbidity in critically ill patients managed with pulmonary artery catheters: a meta-analysis. *Crit Care Med* 2000;28:615-9.
 29. Perkin RM, Anas N. Pulmonary artery catheters. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12:S12-S20.
 30. Rhodes A, Sunderland R. Arterial pulse pressure analysis: The LiDCOplus system. Update in intensive care and emergency medicine. In: *Functional Hemodynamic monitoring*. Pinsky MR, Payen D (eds). Heidelberg: Springer 2004: 183–192.
 31. Christiansen C, Hostrup A, Tonnesen E, et al. Hemodynamic monitoring with the lithium dilution cardiac output system. *Ugeskr Laeger* 2008;170:522-4.
 32. Cecconi M, Dawson D, Grounds RM, et al. Lithium dilution cardiac output measurement in the critically ill patient: determination of precision of the technique. *Intensive Care Med* 2009;35:498-504.
 33. Costa MG, Della RG, Chiarandini P, et al. Continuous and intermittent cardiac output measurement in hyperdynamic conditions: pulmonary artery catheter vs. lithium dilution technique. *Intensive Care Med* 2008;34:257-63.
 34. Kim JJ, Dreyer WJ, Chang AC, et al. Arterial pulse wave analysis: An accurate means of determining cardiac output in children. *Pediatr Crit Care Med* 2006;7:532-5.
 35. Langewouters GJ, Wesseling KH, Goedhard WJ. The pressure dependent dynamic elasticity of 35 thoracic and 16 abdominal human aortas in vitro described by a five component model. *J Biomech* 1985;18:613-20.
 36. Scolletta S, Romano SM, Biagioli B, et al. Pressure recording analytical method (PRAM) for measurement of cardiac output during various haemodynamic states. *Br J Anaesth* 2005;95:159-65.

-
37. Calamandrei M, Mirabile L, Muschetta S, et al. Assessment of cardiac output in children: a comparison between the pressure recording analytical method and Doppler echocardiography. *Pediatr Crit Care Med* 2008;9:310-2.
 38. Mellander M, Sabel KG, Caidahl K, et al. Doppler determination of cardiac output in infants and children: comparison with simultaneous thermodilution. *Pediatr Cardiol* 1987;8:241-6.
 39. Alverson DC, Eldridge M, Dillon T, et al. Noninvasive pulsed Doppler determination of cardiac output in neonates and children. *J Pediatr* 1982;101:46-50.
 40. Mandelbaum-Isken VH, Linderkamp O. Cardiac output by pulsed Doppler in neonates using the apical window. *Pediatr Cardiol* 1991;12:13-6.
 41. Chew MS, Poelaert J. Accuracy and repeatability of pediatric cardiac output measurement using Doppler: 20-year review of the literature. *Intensive Care Med* 2003;29:1889-94.
 42. Dark PM, Singer M. The validity of trans-esophageal Doppler ultrasonography as a measure of cardiac output in critically ill adults. *Intensive Care Med* 2004;30:2060-6.
 43. Spurney CF, Sable CA, Berger JT, et al. Use of a hand-carried ultrasound device by critical care physicians for the diagnosis of pericardial effusions, decreased cardiac function, and left ventricular enlargement in pediatric patients. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:313-9.
 44. Lopez L, Colan SD, Frommelt PC, et al. Recommendations for quantification methods during the performance of a pediatric echocardiogram: a report from the Pediatric Measurements Writing Group of the American Society of Echocardiography Pediatric and Congenital Heart Disease Council. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23:465-95.

-
45. Klugman D, Berger JT. Echocardiography as a hemodynamic monitor in critically ill children. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12: S50-S54.
 46. Taguchi N, Nakagawa S, Miyasaka K, et al. Cardiac output measurement by pulse dye densitometry using three wavelengths. *Pediatr Crit Care Med* 2004;5: 343-350.
 47. Nagano K, Kusaka T, Okubo K, et al. Estimation of circulating blood volume in infants using the pulse dye densitometry method. *Paediatr Anaesth* 2005;15:125-130.
 48. Aladangady N, Leung T, Costeloe K, et al. Measuring circulating blood volume in newborn infants using pulse dye densitometry and indocyanine green. *Paediatr Anaesth* 2008;18:865-871.
 49. Gazit AZ, Cooper DS. Emerging technologies. *Pediatr Crit Care Med* 2011; 12:S55–S61.
 50. Ballesteros Y, Urbano J, López-Herce J, et al. Pulmonary arterial thermodilution, femoral arterial thermodilution and bioimpedance cardiac output monitoring in a pediatric hemorrhagic hypovolemic shock model. *Resuscitation* 2012;83:125-9.
 51. Egan JR, Festa M, Cole AD, et al. Clinical assessment of cardiac performance in infants and children following cardiac surgery. *Intensive Care Med* 2005;31:568-73.
 52. Goepfert MS, Reuter DA, Akyol D, et al. Goal-directed fluid management reduces vasopressor and catecholamine use in cardiac surgery patients. *Int Care Med* 2007;33: 96-103.
 53. Chaney JC, Derdak S. Minimally invasive hemodynamic monitoring for the intensivist: Current and emerging technology. *Crit Care Med* 2002;30: 2338-45.

-
54. Sakka SG, Rühl CC, Pfeiffer UJ, et al. Assessment of cardiac preload and extra vascular lung water by single transpulmonary thermodilution. *Intensive Care Med* 2000;26:180-7.
 55. Haycock GB, Schwartz GJ, Wisotsky DH. Geometric method for measuring body surface area: a height-weight formula validated in infants, children and adults. *J Pediatr* 1978;93:62-6.
 56. Godje O, Peyerl M, Seebauer T, et al. Reproducibility of double indicator dilution measurements of intrathoracic blood volume compartments, extravascular lung water, and liver function. *Chest* 1998;113:1070-1077.
 57. Sakka SG, Reinhart K, Meier-Hellmann A. Comparison of pulmonary artery and arterial thermodilution cardiac output in critically ill patients. *Intensive Care Med* 1999; 25:843-846.
 58. Bindels AJ, Van der Hoeven JG, Graafland AD, et al. Relationship between volume and pressure measurements and stroke volume in critically ill patients. *Critical Care* 2000; 4:193–199.
 59. Holm C, Melcer B, Horbrand F, et al. Arterial thermodilution: an alternative to pulmonary artery catheter for cardiac output assessment in burn patients. *Burns* 2001; 27:161-6.
 60. Della Rocca G, Costa MG, Coccia C, et al. Preload and haemodynamic assessment during liver transplantation: a comparison between the pulmonary artery catheter and transpulmonary indicator dilution technique. *Eur J Anaesth* 2002; 19:868–875.
 61. Marx G, Schuerholz T, Sumpelmann R, et al. Comparison of cardiac output measurements by arterial trans-cardiopulmonary and pulmonary arterial thermodilution with direct Fick in septic shock. *Eur J Anaesthesiol* 2005; 22:129-34.

-
62. Spöhr F, Hettrich P, Bauer H, et al. Comparison of two methods for enhanced continuous circulatory monitoring in patients with septic shock. *Intensive Care Med* 2007;33:1805-10.
 63. Goedje O, Hoeke K, Lichtwarck-Aschoff M, et al. Continuous cardiac output by femoral arterial thermodilution calibrated pulse contour analysis: comparison with pulmonary arterial thermodilution. *Crit Care Med* 1999; 27: 2407-2412.
 64. Della Rocca G, Costa MG, Pompei L, et al. Continuous and intermittent cardiac output measurement: pulmonary artery catheter versus aortic transpulmonary technique. *Br J Anaesth* 2002; 88:350-6.
 65. Godje O, Hoke K, Goetz AE, et al. Reliability of a new algorithm for continuous cardiac output determination by pulse-contour analysis during hemodynamic instability. *Crit Care Med* 2002; 30:52-8.
 66. Bein B, Worthmann F, Tonner PH, et al. Comparison of esophageal Doppler, pulse contour analysis, and real-time pulmonary artery thermodilution for the continuous measurement of cardiac output. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2004; 18:185-9.
 67. Felbinger TW, Reuter DA, Eltzschig HK, et al. Cardiac index measurements during rapid preload changes: a comparison of pulmonary artery thermodilution with arterial pulse contour analysis. *J Clin Anesth* 2005; 17:241-8.
 68. Monnet X, Anguel N, Naudin B, et al. Arterial pressure-based cardiac output in septic patients: different accuracy of pulse contour and uncalibrated pressure waveform devices. *Crit Care*. 2010;14:R109.
 69. Hamzaoui O, Monnet X, Richard C, et al. Effects of changes in vascular tone on the agreement between pulse contour and transpulmonary thermodilution cardiac output measurements within an up to 6-hour calibration-free period. *Crit Care Med* 2008;36:434-40.

-
70. Brivet FG, Jacobs F, Colin P. Calculated global end-diastolic volume does not correspond to the largest heart blood volume: A bias for cardiac function index? *Intensive Care Med* 2004;30:2133-2134.
 71. Hofer CK, Ganter MT, Matter-Ensner S, et al. Volumetric assessment of left heart preload by thermodilution: comparing the PiCCO-VoLEF system with transoesophageal echocardiography. *Anaesthesia*. 2006;61:316-21.
 72. Hofer CK, Furrer L, Matter-Ensner S. Volumetric preload measurement by thermodilution: a comparison with transoesophageal echocardiography. *Br J Anaesth* 2005;94:748-55.
 73. Wiesenack C, Prasser C, Rodig G, et al. Stroke volume variation as an indicator of fluid responsiveness using pulse contour analysis in mechanically ventilated patients. *Anesth Analg* 2003;96:1254–7.
 74. Rex S, Brose S, Metzelder S, et al. Prediction of fluid responsiveness in patients during cardiac surgery. *Br J Anaesth* 2004;93:782–8.
 75. Lange NR, Schuster DP. The measurement of lung water. *Crit Care* 1999; 3: R19-R24.
 76. Michard F, Schachtrupp A, Toens C. Factors influencing the estimation of extravascular lung water by transpulmonary thermodilution in critically ill patients. *Crit Care Med* 2005;33:1243-7.
 77. Tagami T, Kushimoto S, Masuno, et al. Validation of the extravascular lung water by single transpulmonary thermodilution in the clinical setting. *Crit Care* 2009; 13: P226.
 78. Fernández-Mondéjar E, Rivera-Fernández R, García-Delgado M, et al. Small increases in extravascular lung water are accurately detected by transpulmonary thermodilution. *J Trauma* 2005;59:1420-1423.

-
79. Phillips CR, Chesnutt MS, Smith SM. Extravascular lung water in sepsis-associated acute respiratory distress syndrome: Indexing with predicted body weight improves correlation with severity of illness and survival. *Crit Care Med* 2008;36:69-73.
 80. Neumann P. Extravascular lung water and intrathoracic blood volume: Double versus single indicator dilution technique. *Intensive Care Med* 1999;25:216-219.
 81. Chung FT, Lin SM, Lin SY, et al. Impact of extravascular lung water index on outcomes of severe sepsis patients in a medical intensive care unit. *Respir Med* 2008;102:956-961.
 82. Kuzkov VV, Kirov MY, Sovershaev MA, et al. Extravascular lung water determined with single transpulmonary thermodilution correlates with the severity of sepsis-induced acute lung injury. *Crit Care Med* 2006;34:1647-1653.
 83. Licker M, Tschopp JM, Robert J, et al. Aerosolized salbutamol accelerates the resolution of pulmonary edema after lung resection. *Chest* 2008;133:845-852.
 84. Sakka SG, Klein M, Reinhart K, et al. Prognostic value of extravascular lung water in critically ill patients. *Chest* 2002; 122:2080-2086.
 85. Mutoh T, Kazumata K, Ishikawa T, et al. Performance of bedside transpulmonary thermodilution monitoring for goal-directed hemodynamic management after subarachnoid hemorrhage. *Stroke* 2009;40:2368-2374.
 86. Monnet X, Anguel N, Osman D, et al. Assessing pulmonary permeability by transpulmonary thermodilution allows differentiation of hydrostatic pulmonary edema from ALI/ARDS. *Intensive Care Med* 2007;33:448-453.
 87. Van der Heijden M, Groeneveld AB. Extravascular lung water to blood volume ratios as measures of pulmonary capillary permeability in nonseptic critically ill patients. *J Crit Care* 2010;25:16-22.

-
88. Ritter S, Rudiger A, Maggiorini M. Transpulmonary thermodilution-derived cardiac function index identifies cardiac dysfunction in acute heart failure and septic patients: an observational study. *Crit Care* 2009;13:R133.
 89. Godje O, Hoke K, Lamm P, et al. Continuous, less invasive, hemodynamic monitoring in intensive care after cardiac surgery. *Thorac Cardiovasc Surg* 1998; 46:242-9.
 90. Buhre W, Weyland A, Kazmaier S, et al. Comparison of cardiac output assessed by pulse-contour analysis and thermodilution in patients undergoing minimally invasive direct coronary artery bypass grafting. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1999;13:437-40.
 91. Brock H, Gabriel C, Bibl D, et al. Monitoring intravascular volumes for postoperative volume therapy. *Eur J Anaesthesiol* 2002;19:288-94.
 92. Mielck F, Buhre W, Hanekop G, et al. Comparison of continuous cardiac output measurements in patients after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17:211-6.
 93. Bettex DA, Hinselmann V, Hellermann JP, et al. Transoesophageal echocardiography is more unreliable for cardiac output assessment after cardiac surgery compared with thermodilution. *Anesthesia* 2004;59:1184-92.
 94. Reuter DA, Goepfert MS, Goresch T, et al. Assessing fluid responsiveness during open chest conditions. *Br J Anaesth* 2005;94:318-23.
 95. Wouters PF, Quaghebeur B, Sergeant P, et al. Cardiac output monitoring using a brachial arterial catheter during off-pump coronary artery bypass grafting. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2005;19:160-4.
 96. Kirov MY, Lenkin AI, Kuzkov V, et al. Single transpulmonary thermodilution in off-pump coronary artery bypass grafting: haemodynamic changes and effects of different anaesthetic techniques. *Acta Anaesthesiol Scand* 2007;51:426-33.

-
97. Carl M, Alms A, Braun J, et al. S3 guidelines for intensive care in cardiac surgery patients: hemodynamic monitoring and cardiocirculatory system. *Ger Med Sci* 2010;8:Doc12.
 98. Rupérez M, López-Herce J, García C, et al. Comparison between cardiac output measured by the pulmonary arterial thermodilution technique and that measured by the femoral arterial thermodilution technique in a pediatric animal model. *Pediatr Cardiol* 2004;25:119–23.
 99. López-Herce J, Rupérez M, Sánchez C, et al. Estimation of the parameters of cardiac function and of blood volume by arterial thermodilution in an infant animal model. *Pediatric Anesthesia* 2006;16:635-40.
 100. López-Herce J, Rupérez M, Sánchez C, García C, García E. Hemodynamic response to acute hypovolemia, rapid blood volume expansion and adrenaline administration in an infant animal model. *Resuscitation* 2006; 68: 259-65.
 101. Piehl MD, Manning JE, McCurdy SL, et al. Pulse contour cardiac output analysis in a piglet model of severe hemorrhagic shock. *Crit Care Med* 2008;36:1189–95.
 102. Lemson J, DeBoode WP, Hopman JC, et al. Validation of transpulmonary thermodilution cardiac output measurement in a pediatric animal model. *Pediatr Crit Care Med* 2008;9:313–9.
 103. Tibby SM, Hatherill M, Marsh MJ, et al. Clinical validation of cardiac output measurements using femoral artery thermodilution with direct Fick in ventilated children and infants. *Intensive Care Med* 1997;23:987-991.
 104. Pauli C, Fakler U, Genz T, et al. Cardiac output determination in children: equivalence of the transpulmonary thermodilution method to the direct Fick principle. *Intensive Care Med* 2002;28:947-952.

-
105. Fakler U, Pauli Ch, Balling G, et al. Cardiac index monitoring by pulse contour analysis and thermodilution after pediatric cardiac surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2007;133:224-8.
 106. Schiffmann H, Erdlenbruch B, Singer D, et al. Assessment of cardiac output, intravascular volume status and extravascular lung water by transpulmonary indicator dilution in critically ill neonates and infants. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2002;16:592-597.
 107. Mahajan A, Shabanie A, Turner J, et al. Pulse Contour Analysis for Cardiac Output Monitoring in Cardiac Surgery for Congenital Heart Disease. *Anesth Analg* 2003;97:1283-8.
 108. Cecchetti C, Stoppa F, Vanacore N, et al. Monitoring of intrathoracic volemia and cardiac output in critically ill children. *Minerva Anesthesiol* 2003;69:907-918.
 109. Cecchetti C, Lubrano R, Cristaldi S, et al. Relationship between global end-diastolic volume and cardiac output in critically ill infants and children. *Crit Care Med* 2008;36:928-932.
 110. Kozlik-Feldman R, Konert R, Freund M, et al. Normal values for distribution volumes of less invasive circulation monitoring by double indicator measurement in Pediatric Intensive Care. *Z Kardiol* 1998;87:762.
 111. Borrego R, López-Herce J, Mencía S, et al. Severe ischemia of the lower limb and of the intestine associated with systemic vasoconstrictor therapy and femoral arterial catheterization. *Pediatr Crit Care Med* 2006;7:267-269.
 112. Gil Antón J, Cecchetti C, Menéndez S, et al. Preliminary clinical experience with PiCCO system in children with shock. *An Pediatr (Barc)* 2009;71:135-40.
 113. Torgay A, Pirat A, Akpek E, et al. Pulse contour cardiac output system use in pediatric orthotopic liver transplantation: preliminary report of nine patients. *Transplant Proc* 2005;37:3168-70.

-
114. Proulx F, Lemson J, Choker G, et al. Hemodynamic monitoring by transpulmonary thermodilution and pulse contour analysis in critically ill children. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12:459-66.
 115. Goldstein SL, Somers MJ, Baum MA, et al. Pediatric patients with multiorgan dysfunction syndrome receiving continuous renal replacement therapy. *Kidney Int* 2005;67:653-658.
 116. Tibby S. Transpulmonary thermodilution: finally, a gold standard for pediatric cardiac output measurement. *Pediatr Crit Care Med* 2008;9:341-2.
 117. López-Herce J, Rupérez M, Sánchez C, et al. Limitations of extravascular lung water assessment by dilution methods in children. *Crit Care Med* 2007;35:2001-2.
 118. Michard F. Bedside assessment of extravascular lung water by dilution methods: Temptations and pitfalls. *Crit Care Med* 2007;35:1186–1192.
 119. Beutler S, Schmidt U, Michard F. Hemodynamic monitoring in obese patients: A big issue. *Crit Care Med* 2004;32:1981.
 120. Lemson J, Backx AP, Van Oort AM, et al: Extravascular lung water measurement using transpulmonary thermodilution in children. *Pediatr Crit Care Med* 2009;10:227–233.
 121. Lemson J, Merkus P, Van der Hoeven JG. Extravascular lung water index and global end-diastolic volume index should be corrected in children. *J Crit Care* 2011;26:432-12.
 122. Launch of the WHO child growth standards; March 2008. Available from: http://www.who.int/nutrition/media_page/en/.
 123. López-Herce J, Bustinza A, Sancho L, et al. Cardiac output and blood volume parameters using femoral arterial thermodilution. *Pediatr Int.* 2009;51:59-65.

-
124. Bobenrieth F, Von Dessauer B, Benavente C, et al. Extravascular lung water in pediatric Intensive Care Unit. 5 th World Congress on Pediatric Critical Care. Geneva 2007. P21.2.206.
125. Tibby SM, Hatherill M, Marsh MJ, et al. Clinicians' abilities to estimate cardiac index in ventilated children and infants. *Arch Dis Child* 1997;77:516–518.
126. Shann F (2001) Drug doses, 11th ed. Collective.
127. Breuer T, Skoumal R, Horkay F, et al. Strong relationship between NT-proXNP levels and cardiac output following cardiac surgery in neonates and infants. *Acta Anaesthesiol Scand* 2010;54:502-9.
128. Székely A, Breuer T, Sági E, et al. Transpulmonary thermodilution in neonates undergoing arterial switch surgery. *Pediatr Cardiol* 2011;32:125-30.
129. Michard F, Alaya S, Medkour F. Monitoring right-to-left intracardiac shunt in acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med* 2004;32:308.
130. Giraud R, Siegenthaler N, Park C, et al. Transpulmonary thermodilution curves for detection of shunt. *Intensive Care Med* 2010;36:1083–1086.
131. Nusmeier A, Van der Hoeven JG, Lemson J. Interpretation of the transpulmonary thermodilution curve in the presence of a left-to-right shunt. *Intensive Care Med* 2010;37:550–551.
132. Keller G, Desebbe O, Henaine R, et al. Transpulmonary thermodilution in a pediatric patient with an intracardiac left-to-right shunt. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 2011;25:105–108.
133. Martínez-Simón A, Monedero P, Cacho-Asenjo E. Erroneous measurement of haemodynamic parameters by PiCCO™ monitor in a critically ill patient with renal replacement therapy: a case report. *Critical Care* 2006;10:410.

-
134. Sakka S, Hanusch T, Thuemer O, et al. The influence of venovenous renal replacement therapy on measurements by the transpulmonary thermodilution technique. *Anesth Analg* 2007;105:1079–82.
 135. Drayna PC, Abramo TJ, Estrada C. Near-Infrared Spectroscopy in the Critical Setting. *Pediatr Emer Care* 2011;27:432-442.
 136. Nagdyman N, Fleck T, Schubert S, et al. Comparison between cerebral tissue oxygenation index by near-infrared spectroscopy and venous jugular bulb saturation in children. *Intensive Care Med* 2005;31:846–850.
 137. Daubeney PE, Pilkington SN, Janke E, et al. Cerebral oxygenation measured by near-infrared spectroscopy: comparison with jugular bulb oximetry. *Ann Thorac Surg* 1996;61:930–934.
 138. Nagdyman N, Ewert P, Peters B, et al. Comparison of different near-infrared spectroscopic cerebral oxygenation indices with central venous and jugular venous oxygenation saturation in children. *Paediatr Anaesth* 2008;18:160–166.
 139. Nagdyman N, Fleck T, Barth S, et al. Relation of cerebral tissue oxygenation index to central venous oxygen saturation in children. *Intensive Care Med* 2004; 30:468-71.
 140. Ranucci M, Isgro G, De la Torre T, et al. Near-infrared spectroscopy correlates with continuous superior vena cava oxygen saturation in pediatric cardiac surgery patients. *Paediatr Anaesth* 2008;18:1163–1169.
 141. Tortoriello TA, Stayer SA, Mott AR, et al. A noninvasive estimation of mixed venous oxygen saturation using near-infrared spectroscopy by cerebral oximetry in pediatric cardiac surgery patients. *Paediatr Anaesth* 2005;15:495–503.

-
142. Kirshbom PM, Forbess JM, Kogon BE, et al. Cerebral near infrared spectroscopy is reliable marker of systemic perfusion in awake single ventricle children. *Pediatr Cardiol* 2007;28:42–45.
 143. Dent CL. Brain magnetic resonance imaging abnormalities after the Norwood procedure using regional cerebral perfusion. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2006;131:190-197.
 144. Austin EH, Edmonds H, Seremet V, et al. Benefit of neurophysiologic monitoring for pediatric cardiac surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1997;114:707–717.
 145. Vohra HA, Modi A, Ohri SK. Does use of intra-operative cerebral regional oxygen saturation monitoring during cardiac surgery lead to improved clinical outcomes? *Interact Cardiovasc Thorac Surg* 2009;9:318-322.
 146. Kussman BD, Wypij D, Laussen PC, et al. Relationship of intraoperative cerebral oxygen saturation to neurodevelopmental outcome and brain magnetic resonance imaging at 1 year of age in infants undergoing biventricular repair. *Circulation* 2010;122:245–254.
 147. Kussman B D, Wypij D, DiNardo J A, et al. Cerebral Oximetry During Infant Cardiac Surgery: Evaluation and Relationship to Early Postoperative Outcome. *Anesth Analg* 2009;108:1122–1131.
 148. Durandy Y, Rubatti M, Couturier R. Near Infrared Spectroscopy during pediatric cardiac surgery: errors and pitfalls. *Perfusion* 2011;26:441-6.
 149. Hoffman GM, Ghanayem NS, Tweddell JS. Noninvasive assessment of cardiac output. *Seminars in Thoracic Cardiovascular Surgery: Pediatr Card Surg Ann* 2005; 8:12-21.

-
150. Mc Quillen PS, Nishimoto MS, Bottrell CL, et al. Regional and central venous oxygen saturation monitoring following pediatric cardiac surgery : Concordance and association with clinical variables. *Pediatr Crit Care Med* 2007;8:154-160.
 151. Kaufman J, Almodovar MC, Zuk J, et al. Correlation of abdominal site near-infrared spectroscopy with gastric tonometry in infants following surgery for congenital heart disease. *Pediatr Crit Care Med* 2008;9:62-68.
 152. Redlin M, Koster A, Huebler M, et al. Regional differences in tissue oxygenation during cardiopulmonary bypass for correction of congenital heart disease in neonates and small infants: relevance of near-infrared spectroscopy. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008;136:962 -967.
 153. Hoffman GM, Stuth EA, Jaquiss RD, et al. Changes in cerebral and somatic oxygenation during stage 1 palliation of hypoplastic left heart syndrome using continuous regional cerebral perfusion. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2004;127:223–233.
 154. Berens RJ, et al. NIRS monitoring during pediatric aortic coarctation repair. *Pediatric Anesthesia* 2006;16:777-781.
 155. Johnson BA, Hoffman GM, Tweddell JS, et al. Near-infrared spectroscopy in neonates before palliation of hypoplastic left heart syndrome. *Ann Thorac Surg* 2009;87:571–7.
 156. Hanson SJ, Berens RJ, Havens PL, et al. Effect of volume resuscitation on regional perfusion in dehydrated pediatric patient as measured by 2 site NIRS. *Ped Emer Care* 2009;25:150-153.

-
157. Kleinman ME, de Caen AR, Chameides L, et al. Part 10: Pediatric basic and advanced life support: 2010 International Consensus on Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care Science with Treatment Recommendations. *Circulation* 2010; 122:S466–S515.
158. Johnson B, Chang AC. Near-Infrared spectroscopy and tissue oxygenation: The unremitting quest for the holy grail. *Pediatr Crit Care Med* 2008;9:123-4.
159. Chakravarti S, Srivastava S, Mittnacht JC. Near Infrared Spectroscopy (NIRS) in children. *Semin Cardiothorac Vasc Anesth* 2008;12:70-79.
160. Ghanayem NS, Wernovsky G, Hoffman GM. Near-infrared spectroscopy as a hemodynamic monitor in critical illness. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12:S27-32.
161. Giraud R, Siegenthaler N, Park C, et al. Transpulmonary thermodilution curves for detection of shunt. *Intensive Care Med* 2010; 36:1083–1086.
162. Jakobs JP. Introduction – Databases and the assessment of complications associated with the treatment of patients with congenital cardiac disease. *Cardiol Young* 2008;18:S1–S37.
163. Bird GL, Jeffries HE, Licht DJ, et al. Neurological complications associated with the treatment of patients with congenital cardiac disease: consensus definitions from the Multi-Societal Database Committee for Pediatric and Congenital Heart Disease. *Cardiol Young*. 2008;18:S234-S239.
164. Hoffman TM, Wernovsky G, Atz AM, et al. Efficacy and safety of Milrinone in preventing Low Cardiac Output Syndrome in Infants and Children after corrective surgery for congenital heart disease. *Circulation* 2003;107:996-1002.

-
165. Goldstein B, Giroir B, Randolph A, and the Members of the International Consensus Conference on Pediatric Sepsis. International pediatric sepsis consensus conference: Definitions for sepsis and organ dysfunction in Pediatrics. *Pediatr Crit Care Med* 2005; 6:2–8.
 166. Bland JM, Altman DG: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986;1:307–310.
 167. Carrasco JL, Jover L. Métodos estadísticos para evaluar la concordancia. *Med Clin (Barc)* 2004;122: S28-S34.
 168. Lemson J, Nusmeier A, Van der Hoeven JG. Advanced Hemodynamic Monitoring in Critically ill Children. *Pediatrics* 2011; 128:560-571.
 169. Schmidt S, Westhoff TH, Hofmann C, et al. Effect of the venous catheter site on transpulmonary thermodilution measurement variables. *Crit Care Med* 2007;35: 783-786.
 170. Michard F. Looking at the transpulmonary thermodilution curves; the cross-talk phenomenon. *Chest* 2004;126:656-657.
 171. Bendjelid K. Avoiding the cross-talk phenomenon when assessing cardiac output using the transpulmonary thermodilution technique via the femoral vein access. *Crit Care Med* 2007; 35:2670.
 172. Faybik P, Hetz H, Baker A, et al. Iced versus room temperature injectate for assessment of cardiac output, intrathoracic blood volume, and extravascular lung water by single transpulmonary thermodilution. *J Crit Care* 2004;19:103-107.
 173. Lechner E. Monitoring of the cardiac patient. In: *Critical Care of Children with Heart Disease: Basic Medical and Surgical Concepts*. R Muñoz et al. (eds). London, Springer-Verlag 2010: 97-102.

-
174. Ranucci M, Isgrò G, Carlucci C, et al. Central venous oxygen saturation and blood lactate levels during cardiopulmonary bypass are associated with outcome after pediatric cardiac surgery. *Crit Care*. 2010;14:R 149.
175. Higginson RA, Lawson KA, Christie LM, et al. Incidence and risk factors associated with venous thrombotic events in pediatric intensive care unit patients. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12:628-34.
176. Beck C, Dubois J, Grignon A, et al. Incidence and risk factors of catheter related deep vein thrombosis in a paediatric intensive care unit: A prospective Study. *J Pediatr* 1998;133: 237-241.
177. Manlhiot C, Menjak IB, Brandao LR, et al. Risk, Clinical Features, and Outcomes of Thrombosis Associated With Pediatric Cardiac Surgery. *Circulation* 2011; 124: 1511-1519.
178. Gil J, Morteruel E, Bárcena E, et al. Complicaciones vasculares asociadas a la cateterización arterial en UCIP. XXII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Cuidados Intensivos pediátricos. Tenerife 2005: P49
179. Smith-Wright DL, Thomas PG, Lock JE, et al. Complications of vascular catheterization in critically ill children. *Crit Care Med* 1984;12:1015–1017.
180. Dumond AA, da Cruz E, Almodovar MC, et al. Femoral artery catheterization in neonates and infants. *Pediatr Crit Care Med* 2012;13:39-41.
181. Wernovsky G, Shillingford AJ, Gaynor JW. Central nervous system outcomes in children with complex congenital heart disease. *Curr Opin Cardiol* 2005;20:94-99.
182. Gaynor JW, Nicolson SC, Jarvik GP, et al. Increasing duration of deep hypothermic circulatory arrest is associated with an increased incidence of postoperative electroencephalographic seizures. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2005;130:1278-86.

-
183. Rappaport LA, Wypij D, Bellinger DC, et al. Relation of seizures after cardiac surgery in early infancy to neurodevelopmental outcome. *Circulation* 1998;97:773-9.
184. Markowitz SD, Ichord RN, Wernovsky G, et al. Surrogate markers for neurological outcome in children after deep hypothermic circulatory arrest. *Semin Cardiothorac Vasc Anesth* 2007;11:59-65.
185. Massaro AN, El-Dib M, Glass P, et al. Factors associated with adverse neurodevelopmental outcomes in infants with congenital heart disease. *Brain & Development* 2008; 30:437-46.
186. Albers EL, Bichell DP, Mc Laughlin B. New approaches to neuroprotection in infant heart surgery. *Pediatr Res* 2010; 68:1–9.
187. Joho-Arreola A, Bauersfeld U, Stauffer U, et al. Incidence and treatment of diaphragmatic paralysis after cardiac surgery in children. *Eur J Cardiothorac Surg* 2005;27:53-57.
188. Akay TH, Ozkan S, Gultekin B, et al. Diaphragmatic paralysis after cardiac surgery in children: incidence, prognosis and surgical management. *Pediatr Surg Int* 2006; 22:341-6.
189. Lemmer J, Stiller B, Heise G, et al. Postoperative phrenic nerve palsy: early clinical implications and management. *Intensive Care Med* 2006;32:1227-33.
190. Talwar S, Agarwala S, Mittal CM, et al. Diaphragmatic palsy after cardiac surgical procedures in patients with congenital heart. *Ann Pediatr Card* 2010;3:50-57.
- 191 Healy F, Hanna BD, Zinman R. Pulmonary complications of congenital heart disease. *Paediatr Respir Rev* 2012; 13:10-15.

-
192. Costello JM, Graham DA, Morrow DF, et al. Risk factors for central line-associated bloodstream infection in a pediatric cardiac intensive care unit. *Pediatr Crit Care Med* 2009;10:453-9.
 193. Li S, Bizzarro MJ. Prevention of central line associated bloodstream infections in critical care units. *Curr Opin Pediatr* 2011;23:85-90.
 194. Critchley LA, Critchley JA. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monit Comput* 1999;15:85–91.
 195. Peyton PJ, Chong SW. Minimally invasive measurement of cardiac output during surgery and critical care: a meta-analysis of accuracy and precision. *Anesthesiology* 2010;113:1220-35.
 196. Valk JW, Plötz FB, Schuerman FA, et al. The value of routine chest radiographs in a paediatric intensive care unit: A prospective study. *Pediatr Radiol* 2001; 31:343-347.
 197. Lubrano R, Cecchetti C, Elli M, et al. Prognostic value of extravascular lung water index in critically ill children with acute respiratory failure. *Intensive Care Med* 2011;37:124-131.
 198. Branski LK, Herndon DN, Byrd JF, et al. Transpulmonary thermodilution for hemodynamic measurements in severely burned children. *Crit Care* 2011;15:R118.
 199. Lemson J, van Die L, Hemelaar A, et al: Extravascular lung water index measurement in critically ill children does not correlate with a chest-x ray score of pulmonary edema. *Crit Care* 2010; 14:R105.
 200. Deeren DH, Dits H, Daelemans R, et al. Effect of pleural fluid on the measurement of extravascular lung water by single transpulmonary thermodilution. *Clin Intensive Care* 2004;15:119-22.

-
201. Sivarajan VB, Bohn D. Monitoring of standard hemodynamic parameters: Heart rate, systemic blood pressure, atrial pressure, pulse oximetry, and end-tidal CO₂. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12:S2-S11.
202. Bronicki, RA. Venous oximetry and the assessment of oxygen transport balance. *Pediatr Crit Care Med* 2011;12:S21-S26.
203. Bronicki RA, Chang AC. Management of the postoperative pediatric cardiac surgical patient. *Crit Care Med* 2011;39:1974-84.
204. Tweddell JS, Hoffman GM, Mussatto KA, et al. Improved survival of patients undergoing palliation of hypoplastic left heart syndrome: lessons learned from 115 consecutive patients. *Circulation* 2002;106:S82–S89.
205. Modesto i Alapont V, Cuestas E, Buñuel Álvarez JC. ¿Puede actualmente cuestionarse la utilidad clínica de la presión venosa central? *Evid Pediatr* 2008;4:79.
206. Michard F, Alaya S, Zarka V, et al. Global end-diastolic volume as an indicator of cardiac preload in patients with septic shock. *Chest* 2003;124 :1900-8.
207. Gil Antón J. Terapia vasopresora. *Rev Esp Pediatr* 2011;67:S89-S93.
208. Tibby SM, Murdoch IA. Monitoring cardiac function in intensive care. *Arch Dis Child* 2003;88:46-52.
209. Kurth DM, Steven JL, Montenegro LM, et al. Cerebral oxygen saturation before congenital heart surgery. *Ann Thorac Surg* 2001;72:187–192.
210. Ortmann L, Fontenot E, Seib P, et al. Use of near-infrared spectroscopy for estimation of renal oxygenation in children with heart disease. *Pediatr Cardiol* 2011; 32:748–753.
211. Owens GE, King K, Gurney JG, et al. Low renal oximetry correlates with acute kidney injury after infant cardiac surgery. *Pediatr Cardiol* 2011;32:183–188.

-
212. Kane JM, Steinhorn DM. Lack of irrefutable validation does not negate clinical utility of near-infrared spectroscopy monitoring: learning to trust new technology. *J Crit Care* 2009;24:472-7.
213. Di Nardo M, Cecchetti C, Stoppa F, et al. Abdominal compartment syndrome in childhood: the role of near infrared spectroscopy for the early detection of the organ dysfunction. *Pediatr Surg Int* 2012;28:111-2.
214. Bhutta AT, Ford JW, Parker JG, et al. Noninvasive cerebral oximeter as a surrogate for mixed venous saturation in children. *Pediatr Cardiol* 2007; 28:34–41.
215. López-Herce J, Fernández B, Urbano J. Correlations between hemodynamic, oxygenation and tissue perfusion parameters during asphyxial cardiac arrest and resuscitation in a pediatric animal model. *Resuscitation* 2011;82:755-9.
216. Hirsch JC, Charpie JR, Ohye RG, et al. Near-infrared spectroscopy: What we know and what we need to know - A systematic review of the congenital heart disease literature. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2009;137:154-159.
217. Chakravarti SB, Mitnacht AJ, Katz JC, et al. Multisite near-infrared spectroscopy predicts elevated blood lactate levels in children after cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2009; 23:663–667.
218. Tweddell JS, Ghanayem NS, Hoffman GM. Pro: NIRS is "standard of care" for postoperative management. *Semin Thorac Cardiovasc Surg Pediatr Card Surg Annu.* 2010;13:44-50.
219. Hirsch JC, Charpie JR, Ohye RG, et al. Near infrared spectroscopy (NIRS) should not be standard of care for postoperative management. *Semin Thorac Cardiovasc Surg Pediatr Card Surg Annu* 2010;13:51-54.
220. Hofer CK, Cecconi M, Marx G, et al. Minimally invasive haemodynamic monitoring. *Eur J Anaesthesiol* 2009;26:996-1002.