

Análisis 3D de la geometría y fluidodinámica durante el planeamiento prequirúrgico de los pacientes con ventrículo único y síndrome de heterotaxia en el estadio pre Fontan-Kreutzer

3D Analysis of Geometry and Fluid Dynamics During Presurgical Planning of Patients with Single Ventricle and Heterotaxy Syndrome in Pre-Fontan-Kreutzer Stage

IGNACIO GUILLERMO BERRA¹, NESTOR R. CEJAS BOLECEK², RAMIRO GOLDMAN¹, ROCIO BOUDOU¹, MARIA LAURA ZENOBI¹, PABLO GARCIA DELUCIS¹, JAVIER CORNELIS¹, PABLO TAKEUCHI³, FERNANDO DIAZ MORI⁴, MAURO FERMIN², ENZO DARI^{2,5,6}, SEBASTIAN BERRA⁷

RESUMEN

Introducción: En la cirugía de Fontan-Kreutzer se busca obtener una distribución equilibrada del flujo venoso hepático hacia ambos pulmones para lograr una condición clínica favorable a largo plazo. Estos pacientes, debido al flujo continuo pasivo venoso hepático hacia los pulmones desarrollan a largo plazo enfermedad hepática (cirrosis), bronquitis plástica o enfermedad perdedora de proteínas. Si se produce una distribución desbalanceada del flujo venoso hepático hacia los pulmones comienzan a desarrollarse fistulas arteriovenosas en el parénquima pulmonar, que llevan a la disminución de la saturación arterial de oxígeno.

Objetivo: Predecir y evitar una desbalanceada distribución del flujo venoso hepático hacia los pulmones después de la cirugía de conexión cavo-pulmonar total en el estadio de Fontan-Kreutzer a través de utilizar el análisis de la fluidodinámica.

Material y métodos: Dos pacientes con ventrículo único con anatomía compleja fueron estudiados y se realizó en ellos el planeamiento prequirúrgico modelando en 3 dimensiones (3D) la forma digital de la segmentación anatómica a través del formato DICOM de la tomografía axial computada con contraste. Luego se realizó el modelo de la cirugía virtual para poder aplicar a la técnica quirúrgica elegida la fluidodinámica computacional que permite evaluar la distribución balanceada del flujo venoso hepático hacia los pulmones.

Resultados: La fluidodinámica computacional predijo en las distintas técnicas quirúrgicas propuestas para completar la conexión cavo-pulmonar total en el estadio Fontan-Kreutzer una distribución del flujo venoso hepático hacia la arteria pulmonar derecha de 60 % a 65 % y a la arteria pulmonar izquierda de 35 % a 40 %.

Conclusión: La metodología de reconstrucción 3D de la anatomía de cada paciente combinada con el modelado por fluidodinámica computacional obtenida por el presente grupo interdisciplinario, permitió modelar diferentes escenarios quirúrgicos específicos para los pacientes en estudio. La aproximación desde la física de un problema médico permitió obtener resultados favorables y constituir un método sistemático hacia la aplicación de la medicina de precisión. Esta personalización presenta las ventajas de estudiar con antelación la anatomía de los pacientes en forma virtual, esencial para proponer diferentes escenarios quirúrgicos y optimizar los tiempos en cirugía. La evaluación de cantidades fisiológicas para diferentes escenarios, mediante simulación, permitió aproximar la distribución del flujo venoso hepático hacia ambos pulmones permitiendo determinar qué estrategia minimiza o evita la formación de fistulas en el paciente. Esto tiene un impacto directo en la mejora de los resultados a largo plazo luego de completar la conexión cavo-pulmonar total en el estadio de Fontan-Kreutzer.

Palabras clave: Fluidodinámica - Fontan-Kreutzer

REV ARGENT CARDIOL 2024;92:353-360. <http://dx.doi.org/10.7775/rac.es.v92.i5.20816>

Recibido: 24/05/2024 - Aceptado: 01/10/2024

Dirección para correspondencia: Ignacio G. Berra. E-mail: nachoberra@yahoo.com



<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

©Revista Argentina de Cardiología

¹ Servicio de cirugía cardiovascular pediátrica, Hospital nacional de Pediatría Juan P. Garrahan, CABA, Buenos Aires

² Departamento de Mecánica Computacional. CNEA, Centro Atómico Bariloche, S. C. de Bariloche 8400, Río Negro.

³ Lew Insumos e innovaciones. S. A. Diseñador de software.

⁴ Servicio de cardiología pediátrica, Hospital Nacional de pediatría Juan P. Garrahan, CABA, Buenos Aires.

⁵ Instituto Balseiro, CNEA y Universidad Nacional de Cuyo, Centro Atómico Bariloche, Bariloche, Río Negro.

⁶ CONICET, Centro Atómico Bariloche, Bariloche, Río Negro.

⁷ Departamento de Control, Facultad de ingeniería, Universidad de Buenos Aires, CABA, Buenos Aires.

ABSTRACT

Background: The aim of the Fontan-Kreutzer procedure is to obtain a balanced distribution of hepatic venous flow to both lungs in order to achieve a favorable long-term clinical condition. These patients, due to the continuous passive hepatic venous flow to the lungs develop long-term liver disease, (cirrhosis), plastic bronchitis or protein-losing disease. If there is an unbalanced distribution of hepatic venous flow to the lungs, arteriovenous fistulas in the pulmonary parenchyma begin to develop, leading to decreased arterial oxygen saturation.

Objective: The aim of this study was to predict and avoid an unbalanced distribution of hepatic venous flow to the lungs after total cavopulmonary connection surgery at the Fontan-Kreutzer stage through the use of fluid dynamics analysis.

Methods: Two patients with a single ventricle and complex anatomy were studied and underwent pre-surgical planning by modeling in three dimensions (3D) the digital shape of the anatomic segmentation through the DICOM format of the contrast-enhanced axial computed tomography. Then, the model of the virtual surgery was performed to apply computational fluid dynamics to the chosen surgical technique, in order to evaluate the balanced distribution of hepatic venous flow to the lungs.

Results: Computational fluid dynamics applied in the different proposed surgical techniques to complete the total cavopulmonary connection in the Fontan-Kreutzer stage predicted a distribution of 60% to 65% hepatic venous flow to the right pulmonary artery and 35% to 40% to the left pulmonary artery.

Conclusions: The 3D reconstruction methodology of each patient's anatomy combined with computational fluid dynamics modeling obtained by the present interdisciplinary group, allowed developing different surgical scenarios specific to the patients under study. The physics approach of a medical problem has allowed favorable results and constitutes a systematic method towards the application of precision medicine. This personalization has the advantages of studying in advance the anatomy of the patients in virtual form, essential for proposing different surgical scenarios and optimizing surgical times. The evaluation of physiological quantities for different scenarios by means of simulation, enabled the approximation of hepatic venous flow distribution to both lungs, determining which strategy minimizes or avoids fistula formation in the patient. This has a direct impact on the improvement of long-term outcomes after completing the total cavopulmonary connection at the Fontan-Kreutzer stage.

Key words: Fluid dynamics - Fontan Kreutzer

INTRODUCCIÓN

Los recién nacidos presentan una distribución del flujo de sangre en un 50 % hacia la parte cefálica del cuerpo debido a la proporción de la cabeza con relación al cuerpo. Cuando comienzan a caminar, la demanda metabólica de los músculos hace que el gasto cardíaco se incremente hasta un 70 % hacia los miembros inferiores. Por eso la estrategia terapéutica de los ventrículos únicos que van hacia la corrección univentricular consiste en una aproximación de pasos sucesivos. A los 3 a 6 meses de edad se realiza la conexión de la vena cava superior a la arteria pulmonar (cirugía de Glenn), con el objetivo de incrementar el flujo pulmonar efectivo y así la oxigenación de la sangre del paciente. Luego, cuando el paciente empieza a caminar y disminuye el gasto cardíaco relativo hacia la región cefálica con respecto al de los miembros inferiores, se considera necesario poder conectar la vena cava inferior hacia la arteria pulmonar. Esta técnica es conocida como cirugía de Fontan-Kreutzer, y tiene como objetivo separar la circulación pulmonar de la circulación sistémica mejorando el flujo pulmonar efectivo, lo que ha permitido la sobrevivencia de los pacientes con corazones univentriculares.

Para que esta circulación sea eficiente requiere de una anatomía adecuada con presiones bajas tanto en el árbol pulmonar como en el ventrículo único, ya que la sangre circula por gravedad en la fase inspiratoria y espiratoria dependiendo de la diferencia entre la presión atmosférica y la presión intratorácica.

En la cirugía de Fontan-Kreutzer se busca obtener una distribución equilibrada del flujo venoso hepático hacia ambos pulmones para lograr una condición clínica favorable a largo plazo. Estos pacientes, debido al flujo continuo pasivo venoso hepático hacia los pulmones desarrollan a largo plazo enfermedad hepática (cirrosis), bronquitis plástica o enfermedad perdedora de proteínas, se genera una falla del sistema de Fontan. (1) La distribución equilibrada reduce la formación de malformaciones arteriovenosas pulmonares y evita el descenso de la saturación arterial de oxígeno; también minimiza la pérdida de energía del flujo de sangre hacia los pulmones y evita ciertos sitios localizados de *shear stress* (tensión de cizallamiento) con valores altos y bajos en las paredes del sistema de conexión cavo-pulmonar total en el estadio de Fontan-Kreutzer, porque ello se asocia con trombosis. El factor hepático es una molécula o un metabolito indeterminado fundamental en este proceso. Si se produce una distribución desbalanceada del flujo venoso hepático hacia los pulmones y se genera la ausencia de pasaje de dicho factor hepático por el tejido pulmonar, comienzan a desarrollarse fistulas arteriovenosas en el parénquima pulmonar, que llevan a la disminución de la oxigenación de la sangre arterial. (2)

Si bien las complicaciones que se manifiestan a largo plazo son multifactoriales, pueden estar relacionadas con el diseño geométrico de la conexión cavo-pulmonar total, a partir de la resistencia hemodinámica y del balance de la distribución del flujo venoso hepático hacia los pulmones. (3-6)

En los pacientes en que el flujo venoso hepático es hacia un pulmón, las malformaciones arteriovenosas se desarrollan en el pulmón contralateral. Los pacientes que son propensos al desarrollo de fistulas arteriovenosas tienen una chance entre el 32 y el 85 %, por falta del pasaje de factor hepático por los pulmones antes de realizar la conexión cavo-pulmonar total en el estadio de Fontan-Kreutzer. (7)

En pacientes con anatomía compleja para la conexión cavo-pulmonar total es difícil la interpretación de cómo será el flujo de sangre, teniendo en cuenta 2 o 3 entradas de flujo, que luego la sangre pasa por una conexión cavo-pulmonar total con una geometría con angulaciones, y que al final el flujo sanguíneo se distribuya en forma balanceada y equitativa hacia las dos salidas hacia ambos pulmones.

Esto ha llevado a introducir mejoras en la etapa de planificación preoperatoria y dado lugar a nuevas metodologías de trabajo multidisciplinario que combinan el conocimiento médico con el uso complementario de herramientas como el diseño multimedia de las cirugías virtuales, y el uso de la dinámica de fluidos computacional. (8-12)

Lo novedad de este trabajo es que logramos planificar en un hospital público en la Argentina en forma personalizada el tratamiento quirúrgico estos pacientes con un grupo interdisciplinario de cirujanos cardiovasculares, cardiólogos, técnicos de imágenes, físicos e ingenieros nucleares, ingenieros electrónicos y diseñadores multimedia.

OBJETIVO

Predecir y evitar una distribución desbalanceada del flujo venoso hepático hacia los pulmones después de la cirugía de conexión cavo-pulmonar total en el estadio de Fontan-Kreutzer mediante la utilización del análisis de la dinámica de fluidos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Utilizando el DICOM de la tomografía se reconstruyó la anatomía tridimensional de dos pacientes, luego sobre ella se añadió el diseño en 3 dimensiones (3D) de la técnica quirúrgica seleccionada tomando como premisa realizar la conexión más recta y corta posible entre la vena cava inferior y las ramas pulmonares. Después se realizaron las simulaciones computacionales de la dinámica de fluidos para poder estimar el flujo de entrada al sistema de Fontan y la distribución del

flujo hepático hacia ambas ramas pulmonares (Tabla 1). La determinación de las condiciones hemodinámicas para la simulación del flujo sanguíneo constituye un gran desafío. Habitualmente en nuestro hospital, para la evaluación prequirúrgica de un paciente candidato a conexión cavo-pulmonar total en estadio de Fontan-Kreutzer se realiza ecocardiografía y cateterismo. Para el modelado 3D de la anatomía y eventual diseño de la cirugía virtual son necesarios los datos DICOM de tomografía o resonancia. Para la simulación computacional son necesarios ciertos datos hemodinámicos como los flujos de entrada al modelo a evaluar (Glenn único o bilateral, vena cava inferior o venas suprahepáticas, vena álgica, etc.) y los valores de presión en los distintos puntos del sistema. Para esto último tomamos los valores medidos por cateterismo invasivo. En la Tabla 2 se observan los flujos. Usamos inicialmente flujos calculados por ecocardiograma por medición de VTI (Velocidad Integrada en el Tiempo). Los valores de flujo que son absolutamente variables de acuerdo de la condición del paciente. Por ejemplo, varía significativamente el caudal de retorno venoso sistémico en inspiración o espiración o en apnea. En este estudio empleamos el VTI del ecocardiograma para estimar el flujo sanguíneo calculado como el producto de la velocidad promedio y el área de sección transversal del vaso. (13) Debido a que el flujo es pulsátil y que su velocidad varía a lo largo de la sección transversal del vaso, existe una distribución de velocidades (perfil de velocidad de flujo). En la práctica se obtiene un valor de velocidad promedio sumando todas las velocidades dentro de la envolvente espectral Doppler (integral de velocidad de tiempo). El área de sección transversal se obtiene por ecocardiografía y se compara con mediciones tomográficas de la anatomía.

Para los flujos venosos se toman las velocidades promedio durante varios ciclos cardíacos establecidos por el electrocardiograma, se considera la frecuencia cardíaca y luego se calcula en litro/minuto el flujo a través de ese vaso. También fue medido el volumen minuto sistémico mediante VTI aórtico para consideración del flujo total. (13)

Reconstrucción de los modelos anatómicos

Para el procesamiento de imágenes, segmentación y reconstrucción 3D utilizamos Slicer (Kitware, USA) (14) y desarrollamos algoritmos a partir de la biblioteca de ITK (Insight Software Consortium, USA). (15) Trabajamos con Blender (Países Bajos) (16) para adaptar las conexiones de la cirugía de Fontan a los modelos 3D reconstruidos. Estos mismos se utilizaron para el cálculo de la fluido dinámica computacional. Al finalizar la cirugía virtual, el modelo anatómico y la reconstrucción quirúrgica propuesta se cargan en un navegador virtual *online* de desarrollo propio para ser analizado en detalle y discutido en ateneo clínico quirúrgico.

El paciente número 1 tiene un análisis secuencial y segmentario de la anatomía cardíaca en que se observa un *situs inversus* atrial, L-loop ventricular y aorta en L posición. Los métodos diagnósticos utilizados fueron ecocardiograma, tomografía con contraste, cateterismo y reconstrucción 3D en

Tabla 1. Distribución de flujo venoso hepático hacia ambas ramas de la arteria pulmonar predicha por la dinámica de fluidos computacional

Paciente	Sexo	Edad	Flujo sistémico estimado (L/min)	Flujo hepático hacia arteria pulmonar derecha (%)	Flujo hepático hacia arteria pulmonar izquierda (%)
1. Túnel lateral	M	3 años y 10 meses	1,86	60	40
2. Tubo extracardíaco	M	3 años	2,05	65	35

que se observó un ventrículo único con atresia tricúspideas y atresia pulmonar. (Figura 1)

En el paciente número 2 el análisis secuencial y segmentario de la anatomía cardíaca mediante el ecocardiograma, la tomografía axial computada con contraste, el cateterismo cardíaco y la reconstrucción 3D de la geometría llevó a un diagnóstico de *situs ambiguus* atrial, *L loop* ventricular y *L* posición de la aorta (arco aórtico derecho) con un canal auriculoventricular desbalanceado de dominancia derecha con atresia pulmonar con insuficiencia moderada de la válvula aurículo ventricular en estadio de Glenn. (Figura 2) En la Figura 3, en A se observa en el cateterismo cardíaco el sistema de Glenn izquierdo junto con la anatomía de las arterias pulmonares, en B se observa el sistema de Glenn derecho junto con las ramas de las arterias pulmonares y en C el drenaje ambiguo de la vena cava inferior en la aurícula única.

Fluidodinámica Computacional

El dominio del sistema de estudio, definido por el modelo geométrico, lo aproximamos mediante elementos tetraédricos generados por GMSH (C Geuzaine & J-F Remacle, ULiege, Bélgica), un generador de mallas de elementos finitos. (17) Para modelar el comportamiento hemodinámico de la sangre en dicho sistema se resuelven las ecuaciones de continuidad y las de Navier-Stokes (conservación de momento y masa). Se establecieron perfiles desarrollados para las velocidades (Dirichlet) obtenidos de las mediciones de VTI y tipo Neumann

para las presiones en las entradas. Para las salidas utilizamos valores de presión flotada tipo Dirichlet y tipo Neumann para las velocidades. Las condiciones en las paredes fueron de no deslizamiento. Como resultado de la simulación se obtienen la componente de velocidad y presión que satisfacen dichas ecuaciones. Los resultados presentados se resolvieron con el software de código abierto OpenFOAM, (18) en principio utilizando el algoritmo SIMPLE (Semi Implicit Method for Pressure Linked Equation) en el estado estacionario. Sin embargo, es frecuente que la solución de estado estacionario resulte inestable y no se alcance la convergencia con tolerancias aceptables, en cuyo caso se recurre a obtener la solución transitoria con un algoritmo tipo PISO (Pressure Implicit with Splitted Operators). Este algoritmo resulta limitado por la necesidad de mantener el número de Courant menor a 1 para producir soluciones estables, restringiendo el paso de tiempo a utilizar e incrementando el tiempo de simulación a valores excesivos. Finalmente, utilizando una combinación de ambos algoritmos, conocida como PIMPLE, se puede incrementar el paso de tiempo hasta alcanzar números de Courant de alrededor de 20, resignando alguna precisión en la evolución temporal, pero manteniendo los valores de caudales en las salidas. El número de Courant es la velocidad del flujo por el paso de tiempo dividido el tamaño de la malla. Si vale 1 significa que el fluido atraviesa una celda en un paso de tiempo.

A partir de las simulaciones de fluidodinámica computacional se estimó la distribución del flujo venoso hepático

Tabla 2. Datos de flujo y VTI por ecocardiografía.

Estructura	Diámetro (cm)	VTI (cm)	Radio (cm)	Radio ² (cm ²)	Área (cm ²)	Volumen (cm ³)	Velocidad media (m/s)	Flujo (L/min)
Paciente 1 VCS/Glenn	0,8						0,22	0,67
VCI	1,2						0,15	1,05
RPD	1,0							
RPI	0,9						0,14	0,55
Aorta	16,5						0,18	2,14
Paciente 2 Glenn derecho	0,7	21	0,35	0,1225	0,35	8,1		0,69
Glenn Izquierdo	0,5	25	0,25	0,0625	0,20	4,9		0,42
VCI	0,8	22	0,4	0,16	0,50	11,0		0,94
Aorta	1,7	8,5	0,85	0,7225	2,27	19,3		1,64

RPD: rama pulmonar derecha, RPI: rama pulmonar izquierda, VCI: vena cava inferior; VCS: vena cava superior; VTI: integral velocidad tiempo

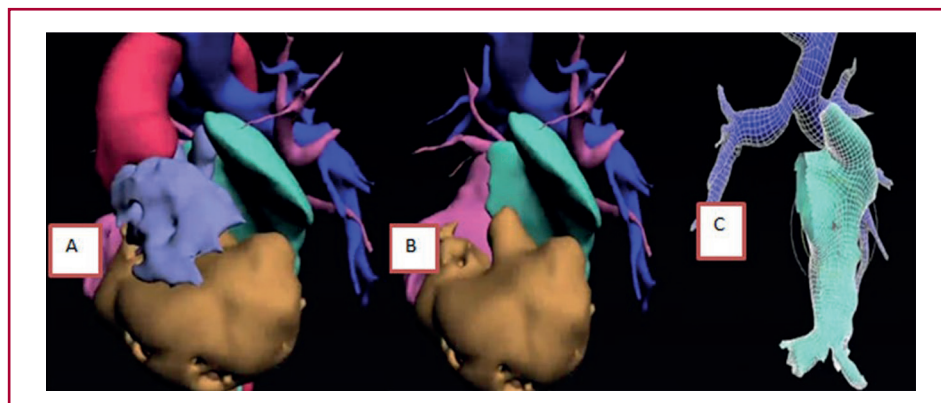


Fig. 1. Paciente 1. **A** y **B.** Imágenes reconstruidas 3D donde se visualiza en una vista anterior la aorta saliendo en L-posición del ventrículo único de morfología izquierda (estructura de color nacarado). En las imágenes de color turquesa en la figura **A**, **B** y **C** se observa el drenaje de las venas suprahepáticas en posición de situs inversus atrial. La imagen de color azul corresponde a las ramas pulmonares al sistema de Glenn.

(DFH); esa cantidad se define como la relación del flujo de sangre de la vena cava inferior y las arterias pulmonares derecha e izquierda y se calcula mediante el seguimiento de partículas en las líneas de flujo. Este valor se considera favorable para valores de distribución entre ambas ramas pulmonares entre el 40 % y el 60 %. Estudiamos estas métricas clínicas en conjunto con las estructuras de flujo y las caídas de presión para dilucidar los mecanismos que conducen a una mayor disipación de energía o una determinada distribución del flujo hepático. Para estimar el valor de distribución del flujo venoso hepático se desarrolló un *software* que calcula y visualiza las líneas de trayectoria para un conjunto dado de partículas que recorren el fluido simulado. Esta cantidad

se calcula mediante la integral temporal de las componentes del campo de velocidades obtenidas del cálculo de la fluidodinámica computacional. Mediante el conteo visual de estas líneas se estima el porcentaje de la distribución del flujo venoso hepático hacia las ramas. Esto se puede observar en la figura 4 A, en que se visualiza la distribución de velocidades en las ramas pulmonares con un tubo extracardíaco en el paciente 1. En la figura 4 B se ve la distribución de velocidades en las ramas pulmonares con un túnel lateral de cavas en el paciente 2. Para los cálculos asumimos que las paredes de los vasos son rígidas, (19-21) los parámetros relacionados con la eficiencia de la conexión cavo-pulmonar total, como la pérdida de potencia y la distribución del flujo venoso hepático

Fig. 2. Paciente 2. **A** y **B:** Imagen de reconstrucción 3D. En color fucsia se observa la aurícula única que recibe las venas pulmonares y la vena cava inferior. En **B** se ve el drenaje ambiguo de la vena cava inferior en la aurícula única. En ambas figuras se visualizan las geometrías en verde claro de los dos sistemas de Glenn drenando en la estructura de la arteria pulmonar (azul). También se observa el L-loop ventricular en la estructura violeta. La L-posición de la aorta en color rojo.

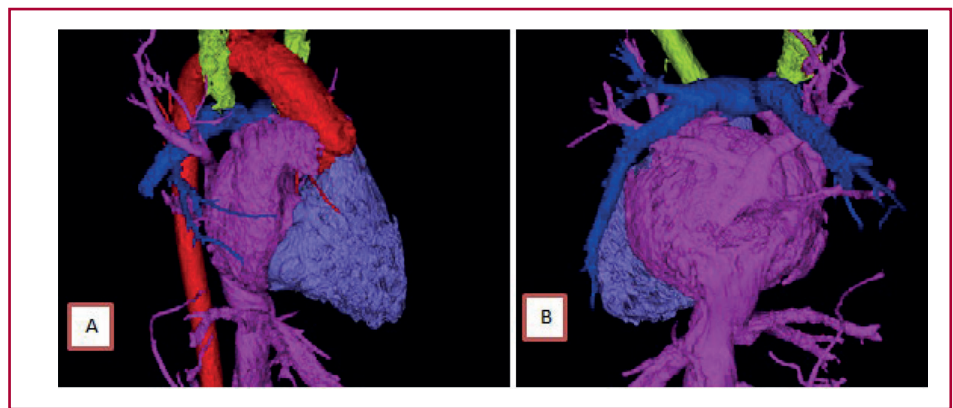


Fig. 3. A. Se observa en el cateterismo cardiaco el sistema de Glenn izquierdo junto con la anatomía de las arterias pulmonares. **B.** se observa el sistema de Glenn derecho junto con las ramas de las arterias pulmonares. **C.** se observa el drenaje ambiguo de la vena cava inferior en la aurícula única.

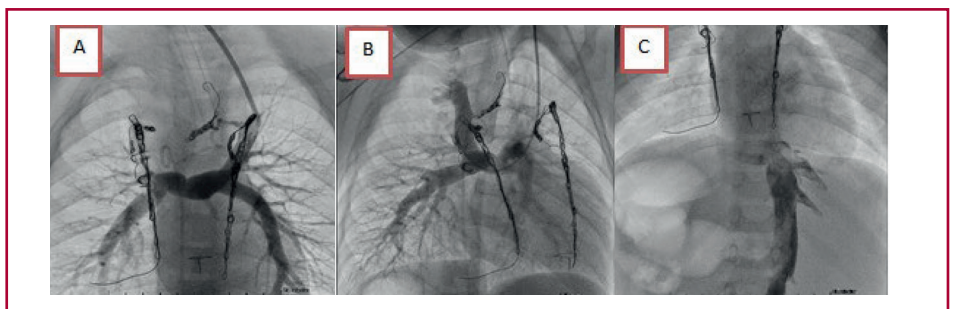
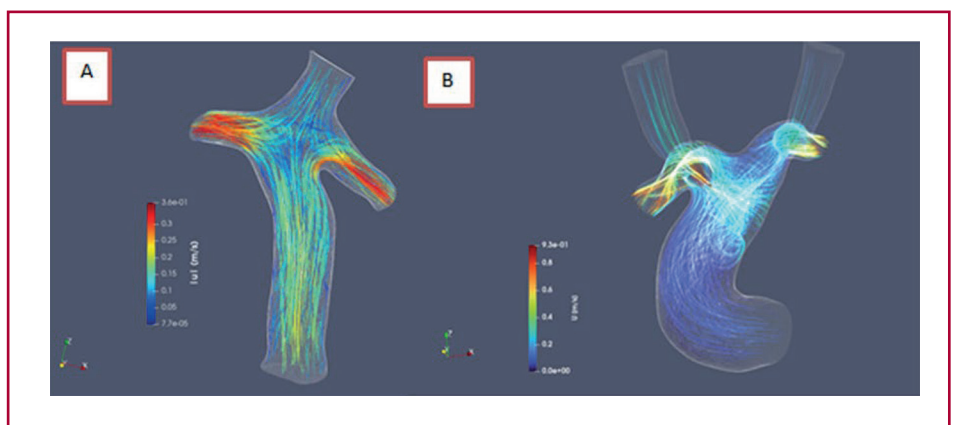


Fig. 4. A. Distribución de velocidades en las ramas pulmonares con un tubo extracardíaco en el paciente 1. **B.** Distribución de velocidades en las ramas pulmonares con un túnel lateral de cavas en el paciente 2.



en un paciente con un re encaminamiento intraauricular no cambian significativamente respecto de utilizar un modelo de interacción fluido estructura. Suponemos, además que la sangre se comporta como un fluido newtoniano incompresible con una viscosidad constante de 3,71 mPas y una densidad de 1060 kg/m. Las condiciones de contorno para la hemodinámica de un solo ventrículo incluyen a grandes rasgos las paredes y los extremos de los vasos. (22) Para los extremos de los vasos se impondrán condiciones de contorno dadas por las mediciones clínicas descriptas anteriormente y supondremos valores de caudales promediados en uno o varios ciclos cardíacos. Asumimos que las condiciones tanto del caudal sistémico como la distribución de las entradas se conservan antes y después de la cirugía (no cambian las condiciones fisiológicas en el resto del sistema) (23-31).

RESULTADOS

La fluidodinámica computacional predijo en las distintas técnicas quirúrgicas propuestas para completar la conexión cavo-pulmonar total en el estadio Fontan-Kreutzer una distribución del flujo venoso hepático hacia la rama pulmonar derecha de 60 % a 65 % y a la rama izquierda de 35 % a 40 %. (Tabla 1).

Distribución del flujo venoso hepático

En la Figura 5 A Se observa la simulación de la distribución de flujo hepático en el paciente 1 con una técnica de tubo extracardíaco con una distribución del 65 % del flujo venoso hepático hacia la rama pulmonar derecha y del 35 % del flujo hepático hacia la rama pulmonar izquierda utilizando un caudal sistémico de 1,86 litros/minuto. En la Figura 5B se observa que en el paciente 2 la simulación de la fluidodinámica muestra que con la técnica de Fontan de túnel lateral de cavas

el flujo hepático se distribuye un 60 % hacia la rama pulmonar derecha y un 40 % hacia la rama pulmonar izquierda empleando un flujo sistémico de entrada de 2,05 litros/minuto.

Los dos pacientes tuvieron un postoperatorio satisfactorio con una saturación del 95% y la sobrevida fue del 100 % al alta. Debido a la excelente evolución a 4 años estamos extendiendo esta planificación prequirúrgica a pacientes con ventrículo único con anatomía y fisiología compleja. Ninguno de estos dos pacientes desarrollo fistulas arteriovenosas pulmonares.

DISCUSIÓN

Los pacientes con diagnóstico de ventrículo único presentan una amplia gama de variaciones anatómicas que plantean un desafío para la planificación y predicción de la reconstrucción quirúrgica ideal para la realización de la cirugía de Fontan-Kreutzer. La modificación virtual prospectiva de la anatomía del paciente para simular un abordaje quirúrgico combinado con el modelo computacional proporcionó información sobre el impacto fisiológico de diferentes decisiones quirúrgicas.

Las simulaciones realizadas antes de las intervenciones resultaron útiles para lograr una exitosa aproximación que se demostró mediante la técnica quirúrgica utilizada en cada paciente, pero no hemos logrado realizar un estudio de la distribución del flujo venoso hepático hacia los pulmones después de cada intervención, mediante resonancia magnética. Dada la variación del equilibrio del flujo venoso hepático y la resistencia de la vasculatura pulmonar en los pacientes estudiados, así como la experiencia de varios médicos

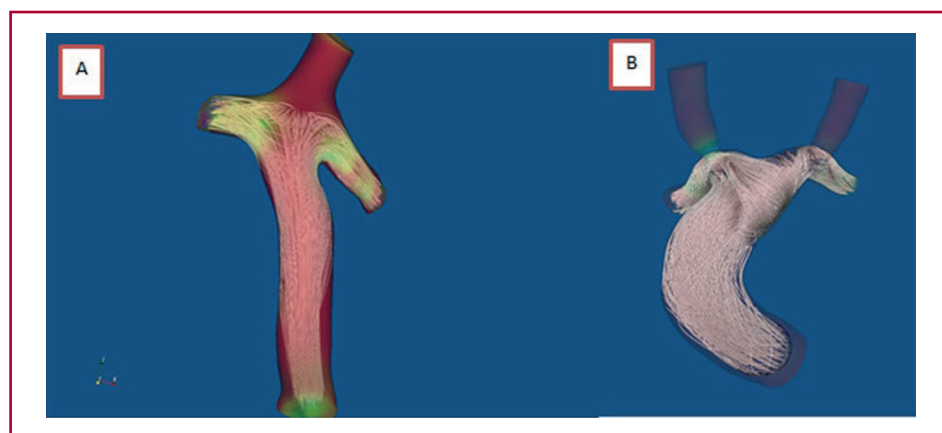


Fig. 5. Distribución de flujo venoso hepático hacia las ramas pulmonares **A.** Se observa la simulación de la distribución de flujo hepático en el paciente 1 con una técnica de tubo extracardíaco con una distribución del 65 % del flujo venoso hepático hacia la rama pulmonar derecha y del 35 % del flujo hepático hacia la rama pulmonar izquierda utilizando un caudal sistémico de 1,86 litros/minuto. **B.** Se observa en el paciente 2 la simulación de la fluidodinámica que muestra que con la técnica de túnel lateral de cavas el flujo hepático se distribuye un 60 % hacia la rama pulmonar derecha y un 40% hacia la rama pulmonar izquierda empleando un flujo sistémico de entrada de 2,05 litros/minuto.

cirujanos y cardiólogos pediátricos que han realizado simulación de flujo para pacientes con diagnóstico de ventrículo único, está claro que no es posible predecir la distribución del flujo hepático basándose únicamente en la experiencia clínica, incluso en grandes centros con una experiencia sustancial con estos pacientes. Los factores que determinan la distribución del flujo venoso hepático hacia los pulmones incluyen la posición de las venas sistémicas (lado de la vena cava superior única o bilateral), el lado de la vena cava inferior, el número de venas suprahepáticas y la distancia de su orificio de desembocadura en la aurícula única, la angulación de las venas a medida que ingresan a las arterias pulmonares y el equilibrio del flujo entre las diferentes venas cavas y otros factores hemodinámicos.

Cabe destacar que el ensamble del grupo interdisciplinario es un trabajo arduo en equipo de muchas horas, con profesionales de distintos ámbitos científicos en nuestro país y conlleva un aprendizaje continuo para poder utilizar estas herramientas en el ámbito clínico de los pacientes dentro de un hospital público. Un punto muy importante es el diseño 3D de la técnica quirúrgica para lograr el diseño lo más aproximado a la realidad geométrica de la anatomía de cada paciente. (32,33) La estrecha colaboración entre los ingenieros del equipo de modelado y los cirujanos es esencial para traducir los detalles del enfoque quirúrgico planificado por los cirujanos en el modelo virtual.

CONCLUSIÓN

La metodología de reconstrucción 3D de la anatomía de cada paciente combinada con el modelado por fluido dinámica computacional obtenida por el presente grupo interdisciplinario, permitió modelar diferentes escenarios quirúrgicos específicos para los pacientes en estudio. La aproximación desde la física de un problema médico permitió obtener resultados favorables y constituir un método sistemático hacia la aplicación de la medicina de precisión. Esta personalización presenta las ventajas de estudiar con antelación la anatomía de los pacientes en forma virtual, esencial para proponer diferentes escenarios quirúrgicos y optimizar los tiempos en cirugía. La evaluación de cantidades fisiológicas para diferentes escenarios, mediante simulación, permitió aproximar la distribución del flujo venoso hepático hacia ambos pulmones y permitió determinar qué estrategia minimiza o evita la formación de fistulas en el paciente. Esto tiene un impacto directo en la mejora de los resultados a largo plazo luego de completar la conexión cavo-pulmonar total en el estadio de Fontan-Kreutzer

Declaración de conflicto de intereses

El autor declara que no tiene conflicto de intereses

(Ver formulario de conflicto de intereses del autor en la web)

BIBLIOGRAFÍA

1. Trusty PM, Wei ZA, Slesnick TC, Kanter KR, Spray TL, Fogel MA, et al. The first cohort of prospective Fontan surgical planning patients with follow-up data: How accurate is surgical planning? *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2019;157:1146-55. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2018.11.102>
2. Alsoufi B, Rosenblum J, Travers C, Kanter K, Trusty PM, Yoganathan AP, et al. Outcomes of Single Ventricle Patients Undergoing the Kawashima Procedure: Can We Do Better? *World J Pediatr Congenit Heart Surg.* 2019;10:20-7. <https://doi.org/10.1177/2150135118809082>
3. Atz AM, Zak V, Mahony L, Uzark K, D'agincourt N, Goldberg DJ, et al; Pediatric Heart Network Investigators. Longitudinal Outcomes of Patients With Single Ventricle After the Fontan Procedure. *J Am Coll Cardiol.* 2017;69:2735-44. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2017.03.582>
4. Hathcock JJ. Flow effects on coagulation and thrombosis. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 2006;26:1729-37. <https://doi.org/10.1161/01.ATV.0000229658.76797.30>
5. Pundi KN, Johnson JN, Dearani JA, Pundi KN, Li Z, Hinck CA, et al. 40-Year Follow-Up After the Fontan Operation: Long-Term Outcomes of 1,052 Patients. *J Am Coll Cardiol.* 2015;66:1700-10. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2015.07.065>
6. Trusty PM, Slesnick TC, Wei ZA, Rossignac J, Kanter KR, Fogel MA, et al. Fontan Surgical Planning: Previous Accomplishments, Current Challenges, and Future Directions. *J Cardiovasc Transl Res.* 2018;11:133-44. <https://doi.org/10.1007/s12265-018-9786-0>
7. Kartik SV, Sasidharan B, Gopalakrishnan A, Kurup HKN, Krishnamoorthy KM, Sasikumar D, et al. A Comparative Study of Invasive Modalities for Evaluation of Pulmonary Arteriovenous Fistula after Bidirectional Glenn Shunt. *Pediatr Cardiol.* 2021;42:1818-25. <https://doi.org/10.1007/s00246-021-02670-6>
8. Anderson JD. *Computational fluid dynamics -The basics with applications.* New York, NY: McGraw-Hill (1995).
9. Ferziger, JH, Perić, M, Street, RL. *Computational methods for fluid dynamics.* Berlin: Springer (2002). <https://doi.org/10.1007/978-3-642-56026-2>
10. Chen, Q. *Computational fluid dynamics of HVAC: successes and failures.* Atlanta, GA: American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, Inc. (1997).
11. Zakaria, MS, Ismail, F, Tamagawa, M, Azi, AF, Wiriadidjaya, S, Basri, AA, et al. Computational fluid dynamics study of blood flow in aorta using OpenFOAM. *J Adv Res Fluid Mech Thermal Sci* 2018; 43:81-9.
12. Mader, CA, Kenway, GK, Yildirim, A, Martins, JR. ADflow: an open-source computational fluid dynamics solver for aerodynamic and multidisciplinary optimization. *J Aero Inf Syst* 2020;17:1-20. <https://doi.org/10.2514/1.I010796>
13. Benjamin W Eidem, Frank Cetta, Patrick W O'Leary. *Echocardiography in pediatric and adult congenital heart disease.* 2009. Lippincott Williams & Wilkins
14. 3D Slicer una plataforma open source de procesamiento de imágenes médicas desarrollada por Kitware. <https://www.slicer.org>. [Online; 30-Ag-22].
15. ITK(The Insight Segmentation and Registration Toolkit) es una plataforma de desarrollo de aplicaciones de código abierto para el desarrollo de programas de segmentación y registración de imágenes. <https://itk.org/>. [Online; 30-Ag-22].
16. Blender Development Team. (2022). Blender [Computer software]. <https://www.blender.org>
17. Gmsh es un generador de mallas de elementos finitos 3D de código abierto con un motor CAD y un posprocesador integrados. <https://gmsh.info/>. [Online; 30-Ag-22].
18. Moukalled F, Mangani L, Darwish M. *The Finite Volume Method in Computational Fluid Dynamics: An Advanced Introduction with OpenFOAM® and Matlab®.* 2015;113. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-16874-6>

19. Triedman JK, Newburger JW. Trends in Congenital Heart Disease: The Next Decade. *Circulation* 2016;133:2716–33. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.116.023544>
20. Fontan F, Baudet E. Surgical repair of tricuspid atresia. *Thorax* 1971;26:240–8. <https://doi.org/10.1136/thx.26.3.240>
21. Gewillig M, Brown SC. The Fontan circulation after 45 years: Update in physiology. *Heart* 2016;102:1081–6. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2015-307467>
22. Dori, Y, Sathanandam S, Glatz AC, Gillespie MJ, Rome JJ. Catheter approach to redirect hepatic venous return for treatment of unilateral pulmonary arteriovenous malformations after Fontan. *Catheter. Cardiovasc Interv* 2013;84:86–93. <https://doi.org/10.1002/ccd.25326>
23. Razavi R, Hill DL, Keevil SF, Miquel ME, Muthurangu V, Hegde S, et al. Cardiac catheterisation guided by MRI in children and adults with congenital heart disease. *Lancet* 2003;362:1877–82. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(03\)14956-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(03)14956-2)
24. Duncan BW, Desai S. Pulmonary arteriovenous malformations after cavopulmonary anastomosis. *Ann Thorac Surg.* 2003;76:1759–66. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(03\)00450-8](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(03)00450-8)
25. Srivastava D, Preminger T, Lock JE, Mandell V, Keane JF, Mayer JE Jr, et al. Hepatic venous blood and the development of pulmonary arteriovenous malformations in congenital heart disease. *Circulation* 1995;92:1217–22. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.92.5.1217>
26. Barbé T, Losay J, Grimon G, Devictor D, Sardet A, Gauthier F, et al. Pulmonary arteriovenous shunting in children with liver disease. *J. Pediatr* 1995;126:571–9. [https://doi.org/10.1016/S0022-3476\(95\)70351-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3476(95)70351-9)
27. Spearman AD, Gupta A, Pan AY, Gronseth EI, Thirugnanam K, Gudauskas TM, et al. Hepatic vein blood increases lung microvascular angiogenesis and endothelial cell survival—Toward an understanding of univentricular circulation. *Semin Thorac. Cardiovasc Surg* 2020;32:980–7. <https://doi.org/10.1053/j.semtevs.2020.03.004>
28. Alsoufi B, Rosenblum J, Travers C, Kanter K, Trusty PM, Yoganathan AP, et al. Outcomes of Single Ventricle Patients Undergoing the Kawashima Procedure: Can We Do Better? *World J Pediatr Congenit Heart Surg.* 2019;10:20–7. <https://doi.org/10.1177/2150135118809082>
29. Fratz S, Chung T, Greil GF, Samyn MM, Taylor AM, Valsangiacomo Buechel ER, et al. Guidelines and protocols for cardiovascular magnetic resonance in children and adults with congenital heart disease: SCMR expert consensus group on congenital heart disease. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15:51. <https://doi.org/10.1186/1532-429X-15-51>
30. Whitehead KK, Harris MA, Glatz AC, Gillespie MJ, DiMaria MV, Harrison NE, et al. Status of systemic to pulmonary arterial collateral flow after the Fontan procedure. *Am J Cardiol* 2015;115:1739–45. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2015.03.022>
31. Grosse-Wortmann L, Al-Otay A, Yoo SJ. Aortopulmonary collaterals after bidirectional cavopulmonary connection or Fontan completion: quantification with MRI. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2009;2:219–25. <https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.108.834192>
32. de Zélicourt DA, Kurtcuoglu V. Patient-Specific Surgical Planning, Where Do We Stand? The Example of the Fontan Procedure. *Ann Biomed Eng.* 2016;44:174–86. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1381-9>
33. Ahmed Y, Tossas-Betancourt C, van Bakel PAJ, Primeaux JM, Weadock WJ, Lu JC, et al. Interventional Planning for Endovascular Revision of a Lateral Tunnel Fontan: A Patient-Specific Computational Analysis. *Front Physiol.* 2021;12:718254. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.718254>