

**ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DEL DIÁMETRO DE CONDUCTO EN EL
PROCEDIMIENTO FONTAN POR MEDIO DE DINAMICA DE FLUIDOS
COMPUTACIONAL****STUDY OF THE INFLUENCE OF THE CONDUIT DIAMETER IN THE
FONTAN PROCEDURE BY COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS**

Ing. Juan A. Rojas*, Dr. Omar D. López Mejía*, Dra. Catalina Vargas-Acevedo,
Dr. Miguel A. Ronderos Dumit****

***Universidad de los Andes**, Departamento de ingeniería mecánica, Grupo de mecánica
computacional, Bogotá, Colombia. Tel: (571) 3394949
E-mail: {jas.rojass, od.lopez20}@uniandes.edu.co.

****Fundación Cardioinfantil**, Cardiología pediátrica Instituto de Cardiopatías Congénitas,
Bogotá, Colombia. Tel: (571) 6672752
E-mail: cv.acevedo@uniandes.edu.co, mronderos@gmail.com

Resumen: En el presente trabajo se estudian los efectos del diámetro del conducto en la modificación extracardiaca del procedimiento Fontan utilizando dinámica de fluidos computacional (CFD) en un caso de atresia pulmonar con anatomía univentricular. Para obtener el modelo anatómico tridimensional del paciente se utilizaron las imágenes provenientes de la resonancia magnética (MRI), así mismo, se utilizaron estos datos para realizar la segmentación y obtener los datos de flujo en la vena cava superior (VCS) e inferior (VCI). De los resultados del cateterismo Post-Fontan se obtuvo la presión sanguínea en las ramas pulmonares y del conteo de hematocritos la viscosidad de la sangre. Las simulaciones se implementaron en el software comercial Ansys Fluent v17 en el cual se analizó la hemodinámica bajo condiciones de flujo estacionario para conductos de 16 mm, 18 mm, 20 mm y 22 mm observando la energía de pérdida y estancamiento para cada caso.

Palabras clave: Fontan, dinámica de fluidos computacional, CFD, diámetro de conducto, extracardiaco, atresia pulmonar.

Abstract: The objective of the present work is to study the effects of the diameter of the conduit on the extracardiac modification of the Fontan procedure using computational fluid dynamics (CFD) in the case of pulmonary atresia with univentricular anatomy. To obtain the three-dimensional anatomical model of the patient, images from MRI were used, likewise, these data were used to perform the segmentation and obtain the flow data in the superior and inferior vena cava. From the results of Post-Fontan catheterization, blood pressure was obtained in the pulmonary branches and from the hematocrit count the viscosity of the blood was estimated. The simulations were implemented in the commercial software Ansys Fluent v17 and the hemodynamics were analyzed under steady state conditions for 16 mm, 18 mm, 20 mm and 22 mm conduits, observing the effects of the change in the diameter with respect to the energy of loss and stagnation zones.

Keywords: Fontan procedure, Computational Fluid Dynamics, CFD, conduit diameter, extracardiac, pulmonary atresia.

1. INTRODUCCIÓN

El procedimiento Fontan (PF) es una opción quirúrgica para pacientes nacidos con complicaciones cardíacas congénitas que no poseen los ventrículos con función y capacidad adecuadas. A esta condición se puede llegar por diversas patologías, ya sea por ausencia del ventrículo izquierdo (LV) funcional, hipoplasia ventricular o ausencia de estructuras valvulares (Baretta A. , y otros, 2012) , el objetivo de la intervención es derivar la totalidad del flujo venoso hacia los pulmones mediante la conexión extracardíaca cavopulmonar total (TCPC) (Yang, Feinstein, Shadden, Vignon-clementel, & Marsden, 2013), logrando que la sangre se dirija pasivamente a los pulmones a través de la conexión directa entre la vena cava superior e inferior (VCS,VCI) con la arteria pulmonar derecha (RPA) evitando el paso del flujo por la Aurícula derecha (RA) (Baretta A. , y otros, 2011).

La intervención del PF está comprendida por tres etapas quirúrgicas paliativas, iniciando por el procedimiento Norwood, el cual busca canalizar el flujo aórtico a las arterias pulmonares (AP) esto puede lograrse a través de una fístula sistémica pulmonar o *Blalock-Taussig* modificado, o la conexión con un conducto de material sintético entre la arteria subclavia y la rama pulmonar. Esta canalización permite un mayor crecimiento de las ramas pulmonares y una estabilización del flujo durante el periodo neonatal y de lactante temprano, con el fin de alcanzar una ganancia ponderal que permita mayor tolerancia a una intervención quirúrgica con circulación extracorpórea (Kennington, y otros, 2011), (Gundtert, Marsden, Yang, & LaDisa, 2012), (Bove, de Leval, Migliavacca, Balossino, & Dubini, 2007), (Kennington, Frankel, Chen, Rodefeld, & Giridharan, 2013). En la segunda etapa, llamada procedimiento bidireccional de Glenn (GBD), la VCS se desconecta de la aurícula derecha y se vuelve a implantar en la RPA con el fin de derivar todo el flujo venoso de hemicuerpo superior hacia los pulmones. En la tercera y última etapa, el PF se culmina interconectado la VCI con la RPA a través de un tubo de Gore-Tex extracardíaco, esto se puede hacer a través de dos técnicas que dependen de la anatomía del paciente. La primera es el Fontan intracardíaco, donde se pasa el conducto a través de la RA y se anastomosa con la rama pulmonar derecha. Siempre se debe dejar un orificio que conecta el circuito de Fontan con la RA con el fin de

permitir un cortocircuito de en caso de que las presiones aumenten y así se evita una falla temprana del Fontan. La segunda es el Fontan extracardíaco, en donde se pasa el tubo de material sintético por fuera de la RA y se crea la fenestración a través de un segundo conducto pequeño a la RA. La determinación del diámetro adecuado de ducto sigue siendo un tema de interés en la comunidad científica ya que tienen diferentes impactos sobre el éxito o fracaso a largo plazo del PF.

Aunque los avances a lo largo de 40 años del PF han mejorado significativamente logrando altas tasas de supervivencia temprana cercanas al 90%, se evidencia que la tasa de supervivencia luego de 5 años se reduce a alrededor del 80% y 60% al cabo de 10 años; Por esto, el pronóstico a largo plazo aún no es satisfactorio, con complicaciones que van desde intolerancias al ejercicio, malformaciones arteriovenosas, enteropatías, trombosis, arritmias e insuficiencias cardíacas (Gundtert, Marsden, Yang, & LaDisa, 2012), (Alphonso, y otros, 2005), (Amodeo, y otros, 2002), (Migliavacca, de Leval, Dubini, Pietrabissa, & Fumero, 1999), (De Groff, 2008). Los causantes de estas complicaciones aun no son definidos, pero se cree que son causa de efectos concadenados asociados a fallos en el flujo sanguíneo. Observaciones clínicas recientes junto con modelos previos y trabajos experimentales sugieren que la geometría juega un papel relevante y que define el éxito o fracaso del PF (Yang, Feinstein, Shadden, Vignon-clementel, & Marsden, 2013). Se dice que un PF ha fracasado si surgen condiciones hemodinámicas adversas, tales como gradientes de presión significativos que, en el caso de flujo venoso pasivo solo puede ser de unos pocos milímetros de mercurio o desigualdad pulmonar izquierda y derecha (Yang, Feinstein, Shadden, Vignon-clementel, & Marsden, 2013). Es aquí en donde técnicas de simulación basadas en Dinámica de Fluidos Computacional (CFD por sus siglas en Inglés) pueden aportar en el estudio y avance del procedimiento Fontan, ya que es posible obtener características del comportamiento de la sangre dentro de las venas y vasos sanguíneos como presión y velocidad, adicionalmente permite determinar las pérdidas de energía asociadas a un diseño quirúrgico específico y establecer los efectos que determinada geometría tiene en el área de la conexión de Fontan. El estudio de la hemodinámica a partir de técnicas numéricas ha servido como base para evaluar paraméricamente los efectos de variables individuales con excelente resolución espacial. De esta forma, se ha obtenido información

importante acerca de la fuerte relación entre la geometría de la conexión y los resultados de la mecánica de fluidos (Haggerty, y otros, 2014).

Las técnicas de CFD guiada por imagen han tenido una creciente atención como herramienta para refinamiento de mediciones de flujo y predicción de resultados en diferentes escenarios quirúrgicos. Sin embargo, la utilización de dichas técnicas está asociadas con complejos desarrollos sobre el tratamiento de malla y las condiciones de frontera que simulen el flujo pulsante del sistema cardiovascular, entre otros (Kotani, y otros, 2014), (de Zelicourt, y otros, 2009). El CFD ha jugado un papel importante en la configuración de conexiones cavopulmonares óptimas. Por ejemplo, permite el estudio de diseños geométricos con mínimas pérdidas de energía, la estimación de la disipación viscosa (Cibis, y otros, 2015) e incluso la predicción de la distribución de flujo probable que se traduzca directamente en mejores resultados clínicos. Sin embargo, los modelos de computadora idealizados, aunque útiles en comprender la dinámica de fluidos básica, debe aplicarse a cada situación clínica con cautela (Bove, de Leval, Migliavacca, Balossino, & Dubini, 2007). Con el objetivo de evaluar el comportamiento hemodinámico de una modificación extracardíaca de la operación de Fontan, Marsden y otros utilizaron modelamiento computacional para adquirir datos de la pérdida energética y de esta forma establecer la eficiencia de este procedimiento (Marsden, Vignon-Clementel, Chan, Feinstein, & Taylor, 2007). Esto se llevó a cabo con modelos geométricos detallados, condiciones de flujo transitorio y condiciones de frontera de flujo pulsátil. La complejidad del modelamiento de procesos in vivo, como operaciones o condiciones cardiovasculares, radica en la necesidad de capturar complejos patrones de flujo no-estacionarios, además que en algunos casos los bajos esfuerzo viscosos en las paredes contribuyen a la formación de placas ateroscleróticas en las bifurcaciones de los vasos mientras que los altos niveles de disipación de energía y gradientes de presión a través de la conexión cavopulmonar pueden llegar a generar desordenes gastro-intestinales en algunos pacientes (Marsden, Vignon-Clementel, Chan, Feinstein, & Taylor, 2007).

La habilidad de las técnicas de CFD para la simulación se ve limitada a la adecuada generación de la malla que permita capturar la complejidad de la anatomía de los pacientes. Para esto, mallas no estructuradas han sido probadas con éxito tanto por métodos de volúmenes finitos como de elementos

finitos (Marsden, Vignon-Clementel, Chan, Feinstein, & Taylor, 2007), (Marsden, y otros, 2009). Sin embargo, la generación de la malla es una tarea clave que puede ser costosa en términos computacionales y en consumo de tiempo. Por otra parte, el manejo de las condiciones de frontera que permitan la simulación de flujo pulsátil ha sido otro de los retos en la utilización de este tipo de técnicas ya que, las condiciones de frontera deben modelar correctamente tanto la presión como la velocidad. Por ejemplo, Marsden y otros, impusieron una condición de frontera variable respecto a la respiración en la entrada de la vena cava inferior y la tasa de flujo pulsante del paciente fue sobreimpuesta sobre el modelo de respiración para construir flujo de entrada ondular (Marsden, y otros, 2009). Otro tipo de condiciones de frontera has sido utilizados, por ejemplo, J. Liu y otros, utilizaron las llamadas condiciones de frontera de resistencia a la salida de la red arterial pulmonar. Estos valores de resistencia fueron tomados de tal forma que el nivel de presión en la conexión central concuerde con los valores de presión media medidos en las venas cavas superior e inferior durante una cateterización cardíaca al paciente. El estado de excitación debido al ejercicio fue simulado incrementando las tasas de flujo en las fronteras de la vena cava superior e inferior. Dado que la respiración tiene un efecto importante en la tasa de flujo y la presión, es necesario una correcta implementación de condiciones que capturen el modelo respiratorio del paciente (Liu, Qian, Sun, Lui, & Umesu, 2013).

En el presente artículo, se aborda a detalle la influencia del diámetro de tubo extracardíaco utilizado en la conexión de la VCI con la RPA (ducto Fontan). Para ello, se implementó un modelo computacional basado en Dinámica de Fluidos Computacional (CFD) que permite variar el diámetro del ducto, observando la energía de pérdida y estancamiento del flujo, de esa manera se pretende contribuir a una mejor comprensión del flujo Fontan y de las capacidades de CFD como herramienta predictiva y de acompañamiento a las técnicas quirúrgicas utilizadas en el PF.

2. MÉTODOS

2.1 Generación de geometrías

En el desarrollo de este proyecto se opta por el análisis de la circulación Fontan en un caso de atresia pulmonar con anatomía univentricular en una paciente mujer de 29 años cuyo diámetro Fontan es de 20 mm. Para la generación del modelo anatómico tridimensional se tomaron las imágenes DICOM (Digital Imaging and Communication On Medicine)

provenientes de la resonancia magnética (MRI) y mediante el software Mimics InPrint de Materialise® se generó una geometría CAD en formato estereolitografía o STL (Figura 1a), que posteriormente fue transformada en un sólido de superficies en formato STEP usando el software Autodesk Inventor, esta nueva superficie fue recortada en las áreas de interés (Figura 1b) y modificada en la región Fontan para tres distintos diámetros de 16 mm, 18 mm y 22 mm (ver Figura 1c).

Tabla 1. Mallas usadas

Diámetro Fontan	Número de elementos	OQ promedio*
22mm	1'618.593	0.83
20mm	1'404.603	0.84
18mm	1'183.619	0.87
16mm	1'094.683	0.88

2.3. Parámetros de la simulación

Las condiciones de frontera utilizadas son: velocidad de entrada (*Velocity inlet*) conocida y uniforme para las fronteras Vena Cava Inferior

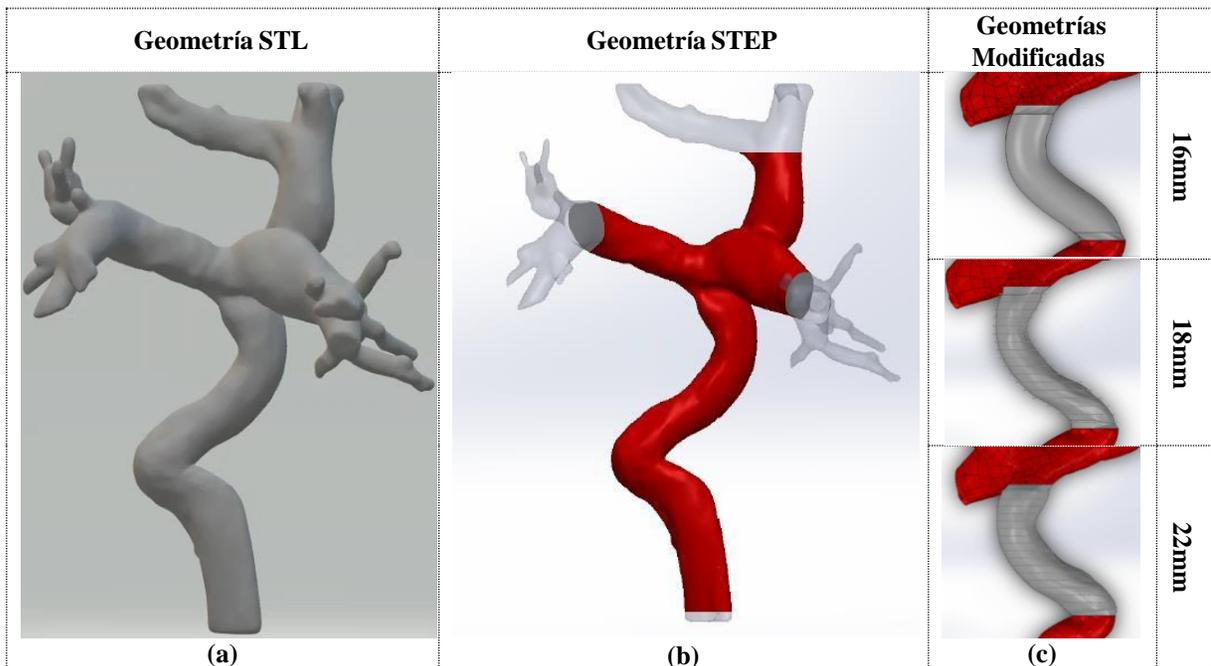


Fig 1. Geometrías generadas

2.2. Generación de mallas

Se crearon mallas semiestructuradas para cada geometría utilizando el software ICEM de ANSYS Inc, las mallas generadas contienen 5 capas de elementos primáticos en las cercanías de las paredes de la geometría, las cuales permiten recuperar correctamente los gradientes de velocidad y los esfuerzos cortantes experimentados. Como se sabe, los esfuerzos cortantes en la hemodinámica son un parámetro fundamental para la posible determinación de formación de trombos, por consiguiente, una correcta discretización cerca de las paredes es necesaria. La Tabla 1 muestra los tamaños (en número total de elementos o celdas) de las mallas utilizadas, estos tamaños se obtuvieron después de realizar un análisis de convergencia en el modelo con conducto de 20 mm. En todas las mallas se garantizó una ortogonalidad (OQ) superior a 0.8 en más del 80% de los elementos.

(VCI) y Vena Cava Superior (VCS), para las fronteras arteria pulmonar derecha (RPA) y arteria pulmonar izquierda (LPA) presión conocida (*Pressure outlet*) y para el resto de las fronteras se asigna la condición de pared sin deslizamiento (*wall – no slip*). Para obtener las condiciones de frontera se utilizaron los estudios clínicos realizados luego del PF. En el caso de la presión se usó el resultado de las angiografías provenientes de cateterismo, mientras que para las velocidades promedio de VCI y VCS se realizó la segmentación de las imágenes DICOM utilizando el software *Segment* de *Medviso* y siguiendo el procedimiento descrito en la referencia (Dorniak, y otros, 2016). En la Tabla 2 se reportan los valores obtenidos para las condiciones de frontera del modelo implementado y en la Figura 2 se pueden observar la ubicación de dichas condiciones de frontera.

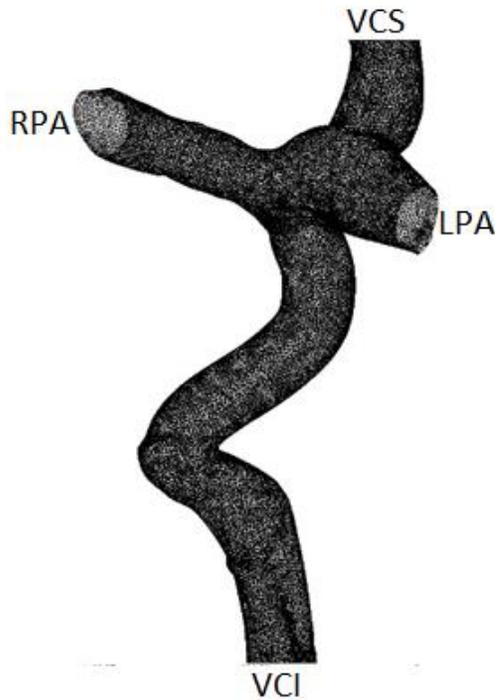


Fig 2. Nomenclatura de las condiciones de frontera.

Tabla 2. Condiciones de frontera del modelo.

Frontera	Velocidad (cm/s)	Presión (mm Hg)
VCS	6,71	--
VCI	32,35	--
APD	--	15
API	--	

Como solucionador se utilizó el software ANSYS Fluent v17, en el cual la solución de las Ecuaciones de Navier-Stokes promediadas (RANS) se llevaron a cabo utilizando el algoritmo SIMPLE para el acople entre presión-velocidad. La turbulencia fue modelada con el modelo k-w SST, esto debido a la presencia de gradientes adversos al flujo debido a la complejidad. Se asumió un flujo estacionario, incompresible, turbulento, isotérmico y newtoniano. Se planteó un residual mínimo de 1×10^{-5} en todas las ecuaciones como criterio de parada de las simulaciones. Para determinar la magnitud de la viscosidad se usó el estudio de Hematocrito (49.3%) cuya conversión según la tabla de Dinnar equivale a 7×10^{-3} Pa·s. Para el caso de la densidad, no fue posible obtenerlo con los ensayos clínicos realizados, entonces se tomó el valor de 1060 kg/m^3 ampliamente reportado en la literatura (Kennington, y otros, 2011), (Gundtert, Marsden, Yang, & LaDisa, 2012), (Liu, Qian, Sun, Lui, & Umesu, 2013). Es importante mencionar que el modelo asume paredes rígidas, es decir que estas no se

deforman con la presión como si ocurriría en el problema real.

3. RESULTADOS

3.1 Validación

Inicialmente se logró estimar los valores de velocidad promedio en las salidas RPA y LPA, la velocidad promedio se obtuvo utilizando la ecuación 1 tanto para el MRI como para el CFD. Por supuesto, en el caso del MRI se hace promedio tanto espacial como temporal dada la naturaleza transitoria del flujo, y que el interés es sobre el promedio por ciclo cardiaco.

$$V_{avg} = \frac{\sum V \times dA}{\sum dA} V_{avg} = \frac{\sum V \times dA}{\sum dA} \quad (1)$$

En la ecuación 1, V es el valor de velocidad de la celda, mientras que dA representa el área de la celda. Como validación se planteó confrontar dichos valores promedio obtenidos con las mediciones de MRI con los obtenidos por CFD (ver Tabla 3), obteniendo diferencias menores al 10%. La Figura 3 muestra el perfil de velocidad obtenido por medio de la solución numérica para el caso de 20 mm en la salida del dominio computacional llamada Arteria Pulmonar Izquierda (API), en el cual se puede apreciar su distribución.

Tabla 3. Comparación de velocidades entre resultados numéricos y experimentales – Caso 20 mm.

	APD		API	
	Velocidad (cm/s)	Área (cm ²)	Velocidad (cm/s)	Área (cm ²)
Experimental	10,99	3,06	16,86	1,76
CFD	11,89	2,08	18,64	2,13
Error	7,56%		9,54%	

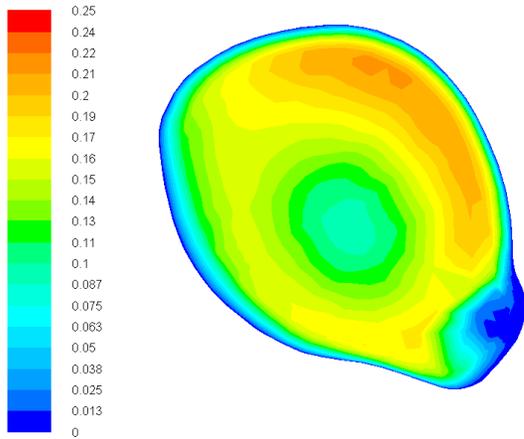


Fig 3. Contorno de magnitud de velocidad en m/s para la frontera API.

3.2 Influencia del diámetro del ducto.

Una vez validado el modelo se procedió a realizar las simulaciones con los diferentes diámetros de conducto y para poder ver su influencia se tomaron 3 aspectos de comparación: (1) Campo de presiones y velocidades, (2) Pérdida de energía y (3) tiempo de residencia. Cada aspecto aporta resultados tanto cualitativos como cuantitativos para efectos de realizar la comparación de manera justa.

3.2.1 Velocidad y presión.

La Figura 4 muestra los resultados de velocidad (mostrados en las líneas de corriente) y distribución de presión (en la pared) para los diámetros de ducto de 18 mm, 20 mm y 22 mm. Se puede observar claramente que a medida que el diámetro disminuye la velocidad de la sangre aumenta en la zona anterior al inicio del ducto. También se puede observar que a medida que el diámetro del ducto aumenta, el flujo por la salida RPA es mayor que por la LPA. A partir de las líneas de corriente se puede observar que a medida que se aumenta el diámetro, la zona de recirculación de flujo en el conducto aumenta, originando zonas muertas en el movimiento sanguíneo.

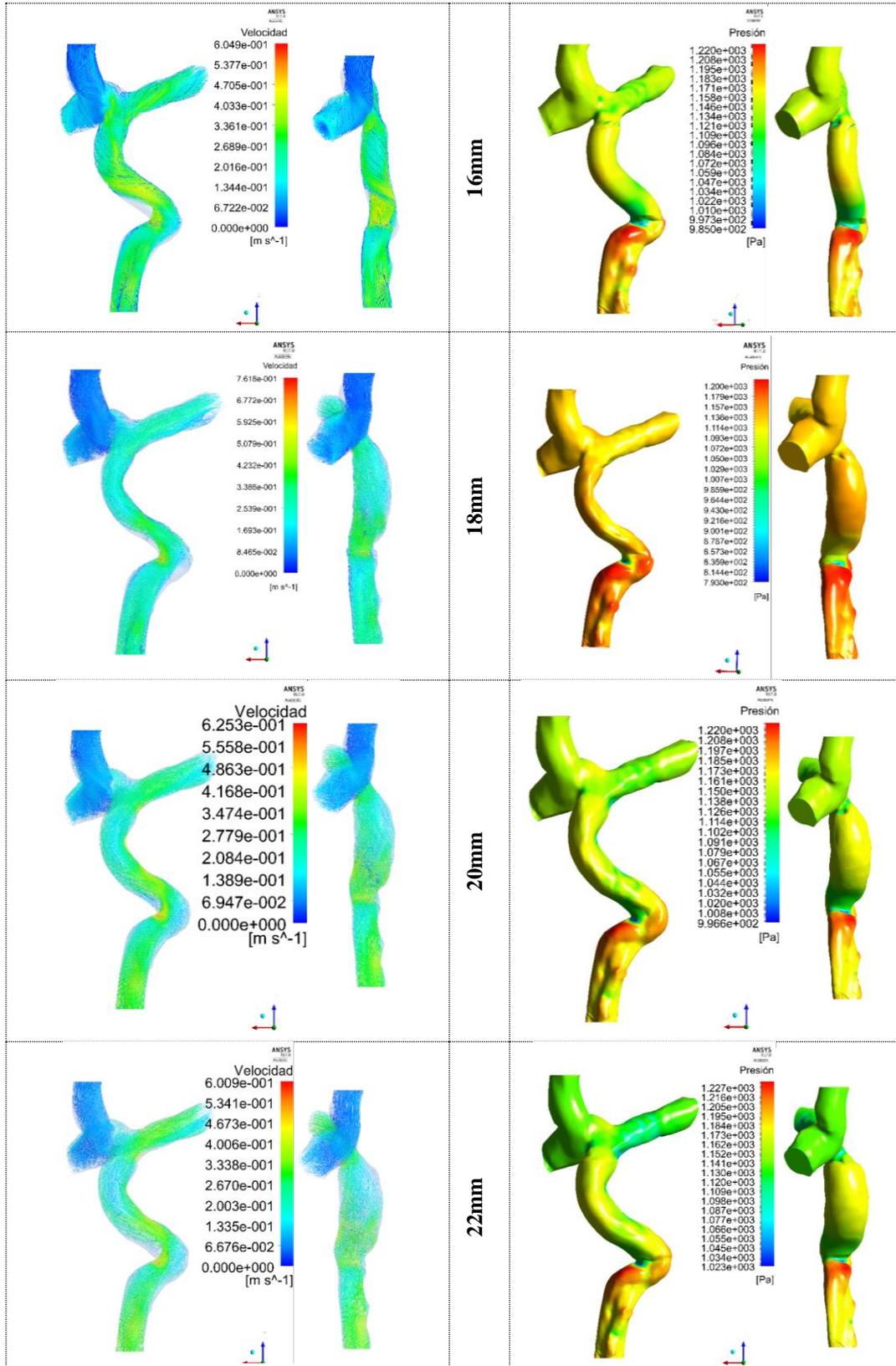


Fig 4. Contornos de velocidad/lineas de corriente (Columna izquierda) y presión (Columna derecha)

Respecto a las presiones, no se ve una tendencia única en los resultados, sin embargo, se podría afirmar que tienden a disminuir a medida que el diámetro es menor en especial en la zona anterior a la entrada del conducto.

3.2.2 Pérdida de energía.

Este análisis es especialmente útil, ya que permite conocer las pérdidas debidas a la disipación viscosa causadas por la fricción dentro del volumen de control. La ecuación 2 establece esta pérdida de energía (ΔE) cuantificada como la diferencia entre la energía cinética y el trabajo de la presión entre la entrada y la salida (Lardo, Webber, Friehs, de Nido, & Cape, 1999), (Haggerty, y otros, 2014), (Restrepo, y otros, 2015). Basado en un análisis del dominio computacional como un volumen de control, esta pérdida de energía se debería transformar completamente en calor ya que no existe el trabajo en las paredes rígidas del modelo y no se considera el cambio de la energía interna del fluido.

$$\Delta E = E_{input} - E_{output} = \sum_{VCI, VCS} \left(\frac{1}{2} \rho |V|^2 + P \right) (V \cdot A) - \sum_{APD, API} \left(\frac{1}{2} \rho |V|^2 + P \right) (V \cdot A) \quad (2)$$

Para cuantificar la eficiencia hemodinámica (E_{lost}) de cada modelo se utilizó la ecuación 3. Esto nos permite relacionar la energía de entrada con la energía de salida en cada geometría analizada (Marsden, Vignon-Clementel, Chan, Feinstein, & Taylor, 2007).

$$E_{lost} = \frac{E_{output}}{E_{input}} \quad (3)$$

Además, se calculó la tasa de pérdida de la energía de entrada (de forma porcentual - r_{lost}) según la ecuación 4.

$$r_{lost} (\%) = \frac{E_{loss}}{E_{input}} * 100 \quad (4)$$

Esta relación permite evidenciar con mayor claridad la influencia del diámetro del conducto en la pérdida de energía (Itatani, y otros, 2009). La Figura 5 muestra como varía dicha tasa de pérdida de energía con el aumento del diámetro es evidente que a mayores diámetros de conducto aumenta r_{lost} . Por supuesto esta cantidad de energía es entregada por el corazón en su proceso de bombeo, es decir a mayores diámetros mayor es la exigencia al sistema cardíaco.

3.2.2 Tiempo de residencia.

El tiempo de residencia nos permite tener un indicativo o estimativo del estancamiento de la sangre dentro del sistema. Este estancamiento es originado por el crecimiento repentino del gradiente de presión o la colisión del fluido con las paredes de los conductos. Para poder calcularlo, se generan líneas de corriente con partículas que entran por VCS y VCI. Debido a la naturaleza del flujo algunas de estas partículas salen ya sea por RPA o LPA como se discute y muestra en la referencia (Moyle, Mallinson, Occleshaw, Cowan, & Gentles, 2006).

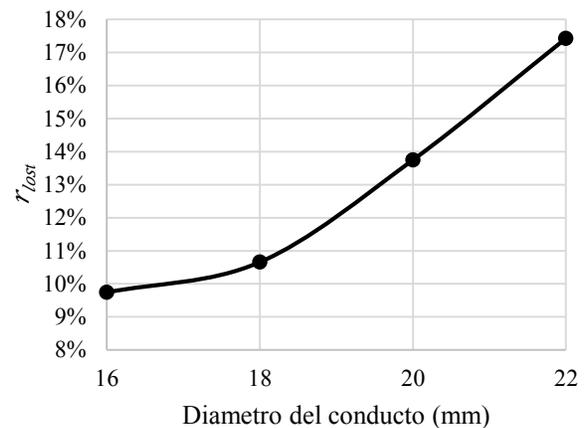


Fig 5. Influencia del diámetro del conducto en la tasa de pérdida de energía en el flujo.

Como se sabe, una línea de corriente está definida por la ecuación 5,

$$\int_0^{\infty} \psi(x, t) dt = cte \quad (5)$$

donde ψ es la función corriente que depende del tiempo y el desplazamiento. La línea de corriente nos permite conocer la trayectoria de una partícula por el fluido y el tiempo que dura dicha partícula entre la entrada y la salida es conocido como tiempo de residencia (τ), el cual puede ser estimado por:

$$\tau = \int_0^{\infty} t \cdot \psi(x, t) dt \quad (6)$$

Este procedimiento de cálculo del tiempo de residencia se realizó con el software *ParaView* para 100 partículas que ingresan por VCS y VCI. Los resultados muestran que los tiempos de residencia más altos ocurren con diámetros más altos por ejemplo para el diámetro de 16 mm es de 0.701 s mientras que para el diámetro de 22 mm el tiempo de residencia es de 0.913 s, es decir una diferencia de 0.213 s. Este resultado es congruente con las líneas de corriente mostradas en la Figura 4 donde se observaban zonas de recirculación para diámetros de conducto más grandes.

Finalmente, la Tabla 4 resume los resultados obtenidos en las diferentes simulaciones realizadas y en las cuales se evidencian con más detalle las diferentes observaciones discutidas de los resultados obtenidos.

relacionarse con el tiempo a problemas como malformaciones arteriovenosas, trombosis, arritmias e insuficiencias cardíacas.

En este estudio solo se analizó la influencia del diámetro del conducto Fontan, sin embargo hay

Tabla 3. Resumen de resultados numéricos obtenidos.

		Velocidad (m/s)	Presión (Pa)	Energía de pérdida (mW)	r_{lost}	Tiempo de residencia (s)
16 mm	VCI	0,324	1172,61	8,4	9,7%	0,701
	VCS	0,067	1146,15			
	APD	0,125	1134,56			
	API	0,196	1134,56			
18 mm	VCI	0,324	1157,58	9,4	10,7%	0,782
	VCS	0,067	1137,93			
	APD	0,116	1134,56			
	API	0,197	1134,56			
20 mm	VCI	0,324	1169,11	11,8	13,8%	0,861
	VCS	0,067	1140,82			
	APD	0,119	1134,56			
	API	0,186	1134,56			
22 mm	VCI	0,324	1175,21	15,0	17,4%	0,913
	VCS	0,067	1137,83			
	APD	0,092	1134,56			
	API	0,201	1134,56			

4. CONCLUSIONES

En la intervención extracardíaca de Fontan, se tiende a utilizar conductos de mayor diámetro cuando se considera la tasa de crecimiento del paciente, sin embargo, los resultados obtenidos por el modelo CFD implementado en el presente estudio evidencian que los conductos más grandes ocasionan ineficiencias en el flujo debido a estancamientos, esto se cuantificó calculando el tiempo de residencia promedio τ , el cual posee una relación directa con el aumento del diámetro (Tabla 4). Según estudios previos estos estancamientos pueden relacionarse con complicaciones médicas tales como Trombosis o Estenosis (Itatani, y otros, 2009).

Los resultados numéricos mostraron que la relación entre la energía de pérdida y la energía de entrada r_{loss} aumenta considerablemente a mayores diámetros. Esto se debe a variaciones del flujo (un ejemplo es la geometría de 22mm donde API posee el doble de velocidad que APD) esto ocasiona intolerancias al ejercicio las cuales pueden

múltiples variables que definen su éxito y que deben analizarse con el mismo cuidado, entre ellas tenemos la variación del diámetro de las arterias pulmonares debido al proceso de inspiración y expiración, el ángulo y posición de la fenestración de VCI (este parámetro marcaría una gran diferencia en el tiempo de residencia), los efectos del flujo pulsátil y la influencia de los niveles del ejercicio en la eficiencia hemodinámica del procedimiento Fontan.

RECONOCIMIENTO

Este trabajo fue realizado con recursos de la convocatoria interna entre la decanatura de ingeniería de la Universidad de los Andes y la Fundación Cardio Infantil del 2018.

REFERENCIAS

Alphonso, N., Baghai, M., Sundar, P., Tulloh, R., Austin, C., & Anderson, D. (2005). Intermediate-term outcome following the fontan operation: A survival, functional and risk-factor analysis. *Eur J Cardiothorac Surg*, 28(4), 526-535.

- Amodeo, A., Grigioni, M., Oppido, G., Daniele, C., D'Avenio, G., Pedrizzetti, G., . . . Di Donato, R. (2002). The beneficial vortex and best spatial arrangement in total extracardiac cavopulmonary connection. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 124(3), 471-478.
- Baretta, A., Corsini, C., Marsden, A., Vignon-Clementel, I., Hsia, T.-Y., Dubini, G., . . . Pennati, G. (2012). Respiratory effects on hemodynamics in patient-specific CFD models of the Fontan circulation under exercise conditions. *European Journal of Mechanics B/Fluids*, 35, 61-69.
- Baretta, A., Corsini, C., Yang, W., Vignon-Clementel, E., Marsden, A., Feinstein, J., . . . Pennati, G. (2011). Virtual surgeries in patients with congenital heart disease: a multi-scale modelling test case. *Philosophical transactions of the royal society A*, 369(1954), 4316-30.
- Bove, E., de Leval, M., Migliavacca, F., Balossino, R., & Dubini, G. (2007). Toward optimal hemodynamics: Computer modeling of the Fontan circuit. *Pediatric Cardiology*, 28(6), 477-481.
- Cibis, M., Jarvis, K., Markl, M., Rose, M., Rigsby, C., Barker, A., & Wentzel, J. (2015). The effect of resolution on viscous dissipation measured with 4D flow MRI in patients with Fontan circulation: Evaluation using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*, 48, 2984-2989.
- De Groff, C. G. (2008). Modeling the Fontan circulation: Where we are and where we need to go. *Pediatric Cardiology*, 29(1), 3-12.
- de Zelicourt, D., Ge, L., Wang, C., Sotiropoulos, F., Gilmanov, A., & Yonagathan, A. (2009). Flow simulations in arbitrarily complex cardiovascular anatomies- An unstructured Cartesian grid approach. *Computer and Fluids*, 38(9), 1749-1762.
- Dorniak, K., Heiberg, E., Hellman, M., Rawicz-Zegrda, D., Wesierska, M., Galaska, R., . . . Herdstrom, E. (2016). Required temporal resolution for accurate thoracic aortic pulse wave velocity measurements by phase-contrast magnetic resonance imaging and comparison with clinical standard applanation tonometry. *BMC Cardiovascular Disorders*, 110-120.
- Gundtert, T., Marsden, A., Yang, W., & LaDisa, J. (2012). Optimization of cardiovascular stent design using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 134(1).
- Haggerty, C., Restrepo, M., Tang, E., de Zelicourt, D., Sundareswaran, K., Maribella, L., . . . Yoganathan, A. (2014). Fontan hemodynamics from 100 patient-specific cardiac magnetic resonance studies: A computational fluid dynamics analysis. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 148(4), 1481-1489.
- Itatani, K., Miyaji, K., Tomoyasu, T., Nakahata, Y., Ohara, K., Takamoto, S., & Ishii, M. (2009). Optimal Conduit Size of the Extracardiac Fontan Operation Based on Energy Loss and Flow Stagnation. *Ann Thorac Surg*, 565-572.
- Kennington, J., Frankel, S., Chen, J., Koenig, S., Sobieski, M., Giridharan, G., & Rodefeld, M. (2011). Design Optimization and Performance Studies of an Adult Scale Viscous Impeller Pump for Powered Fontan in an Idealized Total Cavopulmonary Connection. *Cardiovascular Engineering and Technology volume, 2*, 237-243.
- Kennington, J., Frankel, S., Chen, J., Rodefeld, M., & Giridharan, G. (2013). Design of a Novel Cavopulmonary Assist Device for Fontan Procedures: CFD, PIV, and Hydraulic Testing. *ASME 2010 Summer Bioengineering Conference*. ASME 2010 Summer Bioengineering Conference.
- Kotani, Y., Anggriawan, S., Chetan, D., Zhao, L., Liyanage, N., Saedi, A., . . . Honjo, O. (2014). Fate of the hypoplastic proximal aortic arch in infants undergoing repair for coarctation of the aorta through a left thoracotomy. *The Annals of Thoracic Surgery*, 98(4), 1386-1393.
- Lardo, A., Webber, S., Friehs, I., de Nido, P., & Cape, E. (1999). Fluid dynamic comparison of intra-atrial and extracardiac total cavopulmonary connections. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 697-704.
- Liu, J., Qian, Y., Sun, Q., Lui, J., & Umesu, M. (2013). Use of computational fluid dynamics to estimate hemodynamic effects of respiration on hypoplastic left heart syndrome surgery: total cavopulmonary connection treatments. *The Scientific World Journal*, 12.
- Marsden, A., Bernstein, A., Reddy, M., Shadden, S., Spilker, R., Chan, F., . . . Feinstein, J. (2009). Evaluation of a novel Y-shaped

- extracardiac Fontan baffle using computational fluid dynamics. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 137(2), 394-403.
- Marsden, A., Vignon-Clementel, I., Chan, F., Feinstein, J., & Taylor, C. (2007). Effects of Exercise and Respiration on Hemodynamic Efficiency in CFD Simulations of the Total Cavopulmonary Connection. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(2), 250-263.
- Migliavacca, F., de Leval, M., Dubini, G., Pietrabissa, R., & Fumero, R. (1999). Computational fluid dynamic simulations of cavopulmonary connections with an extracardiac lateral conduit. *Medical Engineering and Physics*, 21(3), 187-193.
- Moyle, K., Mallinson, G., Occleshaw, C., Cowan, B., & Gentles, T. (2006). Wall shear stress is the primary mechanism of energy loss in the Fontan connection. *Pediatr Cardiol*, 309-315.
- Restrepo, M., Tang, E., Haggerty, C., Khiabani, R., Mirabella, L., Bethel, J., . . . Yoganathan, A. (2015). Energetic implications of vessel growth and flow changes over time in Fontan patients. *Ann Thorac Surg*, 163-170.
- Yang, W., Feinstein, J., Shadden, S., Vignon-clementel, I., & Marsden, A. (2013). Optimization of a Y-graft Design for Improved Hepatic Flow Distribution in the Fontan Circulation. *Journal of Biomechanical engineering*, 135(1).