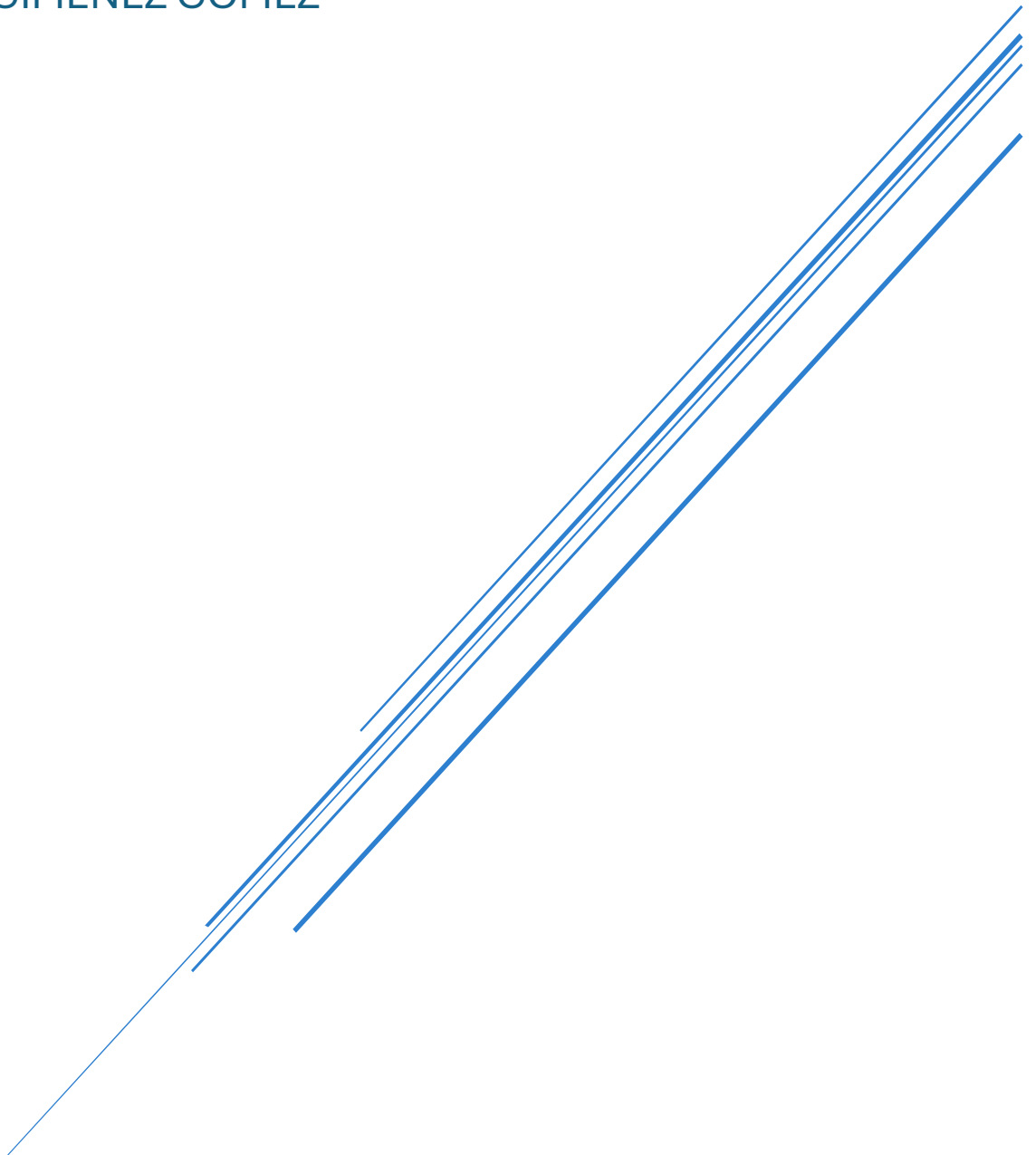


# PRÁCTICA 3: SIMULACIÓN NUMÉRICA DEL FLUJO DE SANGRE A TRAVÉS DE UNA AORTA CON ANSYS FLUENT

SARA GIMÉNEZ GÓMEZ



ETS INFORMÁTICA  
BIOMECÁNICA DE FLUIDOS – INGENIERÍA DE LA SALUD

## Contenido

<b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
<b>2. RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN EN ANSYS FLUENT.....</b>	<b>2</b>
<b>2.1 COEFICIENTE DE PRESIÓN EN LAS SALIDAS .....</b>	<b>4</b>
<b>2.2 RELACIÓN ENTRE LAS ÁREAS .....</b>	<b>5</b>
<b>2.3 EFICIENCIA DE DISTRIBUCIÓN ENTRE LAS SALIDAS .....</b>	<b>6</b>
<b>3. CONCLUSIONES .....</b>	<b>7</b>
<b>4. ANEXO .....</b>	<b>8</b>

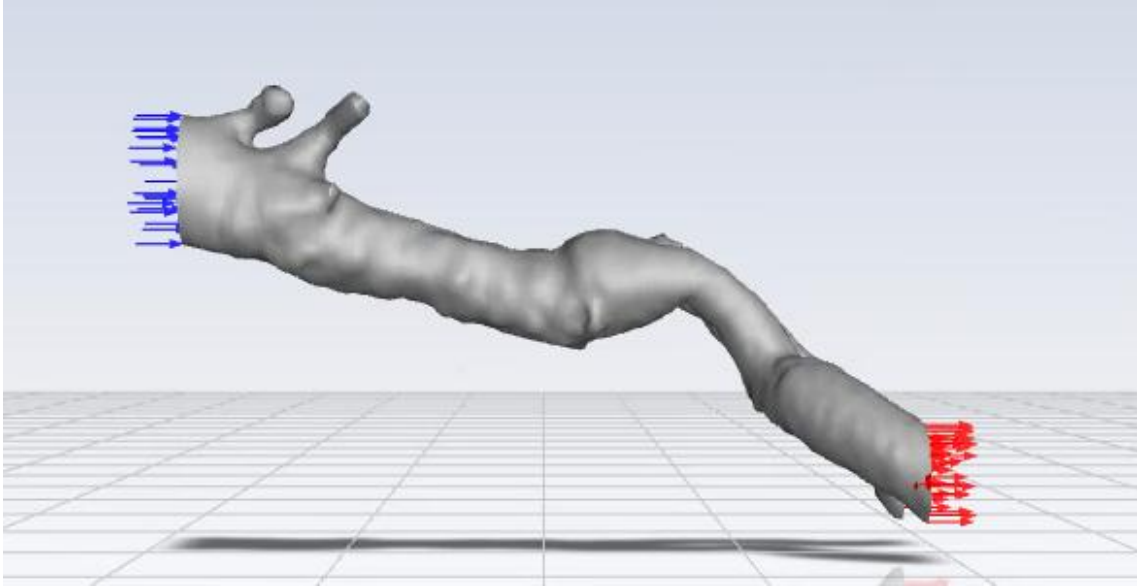
## 1. INTRODUCCIÓN

En esta práctica se analizará detalladamente el comportamiento de un sistema de ramificación de flujo sometido a una entrada fija, el cual se divide posteriormente en dos salidas que intuimos que tendrán geometrías distintas. Este tipo de configuración es de vital importancia en múltiples aplicaciones de la ingeniería biomédica como el que se va a estudiar a continuación de modelado de sistema cardiovascular para distribución de flujo sanguíneo, efectos de estenosis o placas de ateroma, que cambian los radios de los vasos y por tanto alteran los caudales y las presiones o para diseñar stents o bypass quirúrgicos. Para centrarnos en el primer caso mencionado se usa ANSYS Fluent para hacer la simulación y obtener datos precisos con los que poder trabajar luego en un postprocesado con MATLAB.

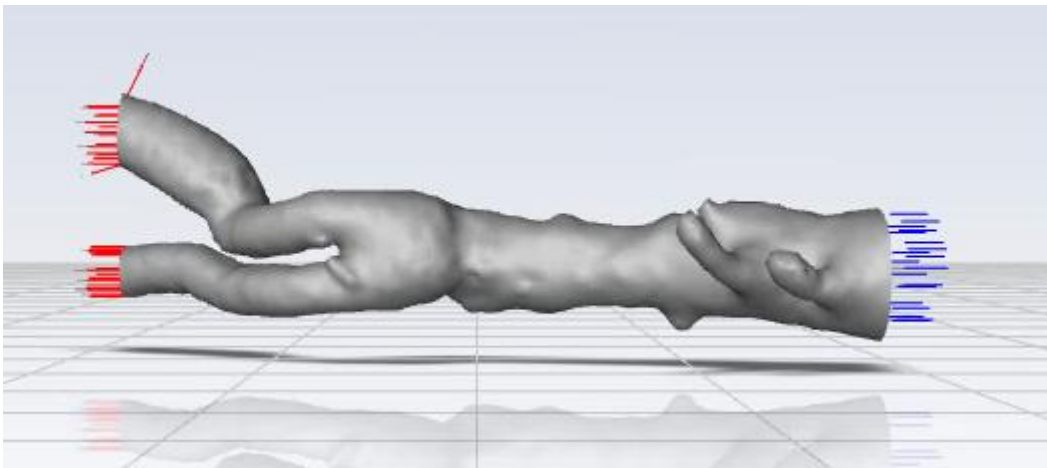
Para el estudio de la práctica hay que recordar que el sistema cardiovascular transporta sangre impulsada por el corazón, desde la aorta hacia ramificaciones arteriales, capilares y finalmente de regreso al corazón a través de las venas. La sangre, de densidad  $1050 \text{ kg/m}^3$  y viscosidad variable, fluye más rápido en grandes arterias y más lento en capilares para permitir el intercambio gaseoso y de nutrientes. El caudal se conserva a lo largo del sistema vascular, lo que fundamenta los modelos aplicados en esta práctica.

## 2. RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN EN ANSYS FLUENT

La representación del modelo que vamos a estudiar es la siguiente:



*Figura 1 Aorta desde vista lateral (plano Z)*



*Figura 2 Aorta desde vista arriba (plano Y)*

En las figuras 1 y 2 se muestran la bifurcación de una aorta desde varios planos diferentes. En resumidas cuentas tenemos un área de entrada (en tonalidad azul) y dos de salidas (en tonalidades rojas).

El objetivo dentro del software (previamente ajustado con los parámetros característicos mencionados en la sección 1) fue sacar varios puntos de la malla usando principalmente 1000 iteraciones, pero conforme se fue reduciendo la velocidad inicial de entrada de la sangre se fue llegando antes a la convergencia; en resumidas cuentas se fue parando antes la simulación.

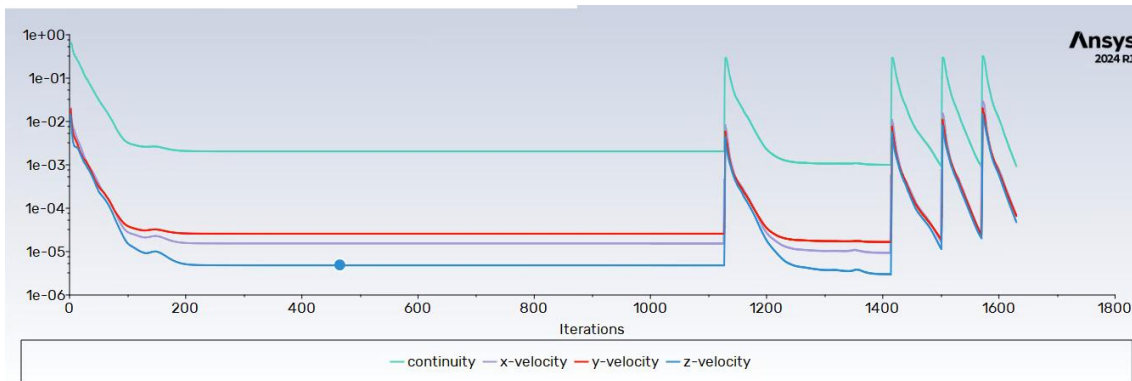


Figura 3 Cálculo de las distintas velocidades

En la figura 3 lo primero que se puede visualizar es una línea de color cian la cual representa al residuo, es decir la continuidad. No está llegando al residuo deseado el cual era de 0'001. Esto significa que se requiere ciertas modificaciones en el mallado; sin embargo no entraremos en estos detalles en esta práctica. Simplemente hay que comentar que llegar a él en prácticas más reales es de vital importancia para saber que se están llegando a buenos resultados en las soluciones de Navier-Stokes.

En mi caso seleccioné 5 puntos, estos cálculos y su tiempo hasta su convergencia se ve reflejado también en la figura 3. Cada uno de los puntos implica una variación en la velocidad y su permanencia en la gráfica hasta el siguiente pico significa el tiempo que tardaron los cálculos en converger en una solución.

Tras esto se recogieron los siguientes datos en una tabla:

$V_{inlet} (m/s)$	$Q_{inlet} (cm^3/s)$	$Q_L (cm^3/s)$	$Q_R (cm^3/s)$	$P_{inlet} (Pa)$	$PL (Pa)$	$PR (Pa)$
0,5	40,988051	240,29153	167,83419	160,22964	-1832,4232	-1331,518
0,4	20,621326	130,79186	90,330938	100,76548	-1228,5549	-893,70174
0,3	14,834555	120,95712	80,502431	55,237235	-738,99124	-539,00452
0,2	2,3991566	19,113661	13,667709	23,446827	-364,77885	-268,79834
0,1	0,26873423	2,9914136	2,1951797	5,2526453	-115,04292	-85,849523

Tabla 1 valores del resultados del estudio según las distintas velocidades

Con estos datos y utilizando MATLAB. Sacamos que el caudal de salida para cada una de las dos salidas no son idénticas como se podría esperar ni tampoco son eficientes equitativamente. Por lo que vamos a desglosar esto un poco más para saber que es lo que está ocurriendo.

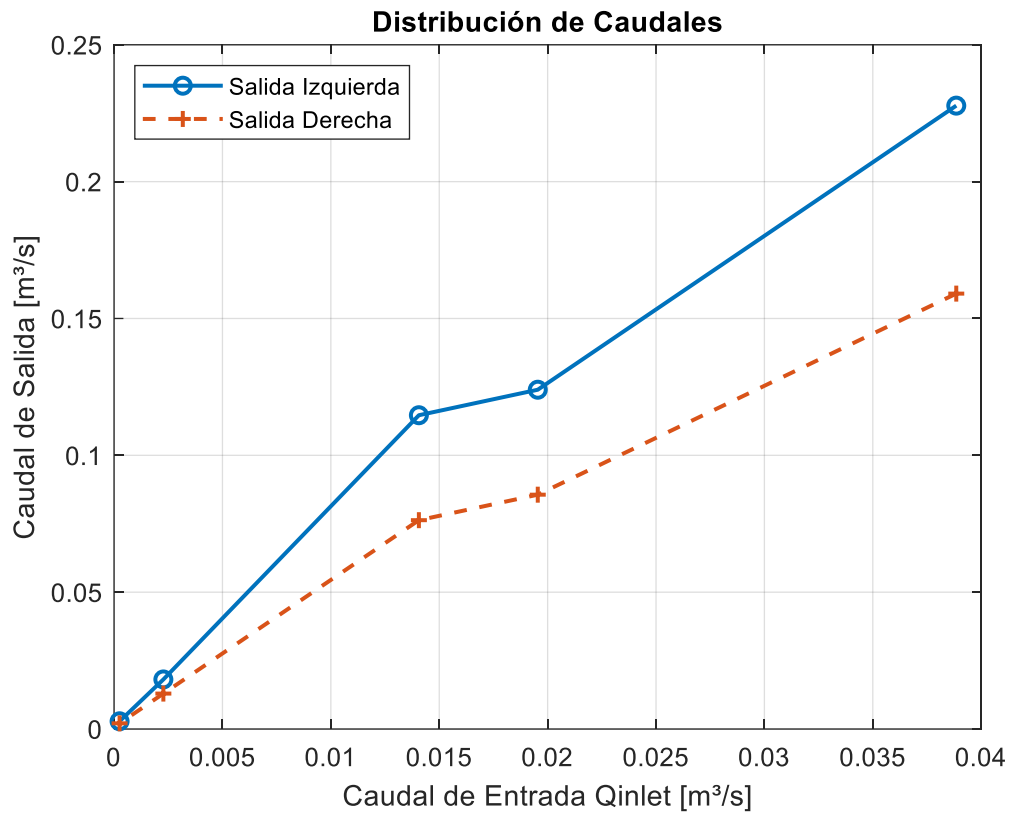


Figura 4 Distribución de los caudales de salida

## 2.1 COEFICIENTE DE PRESIÓN EN LAS SALIDAS

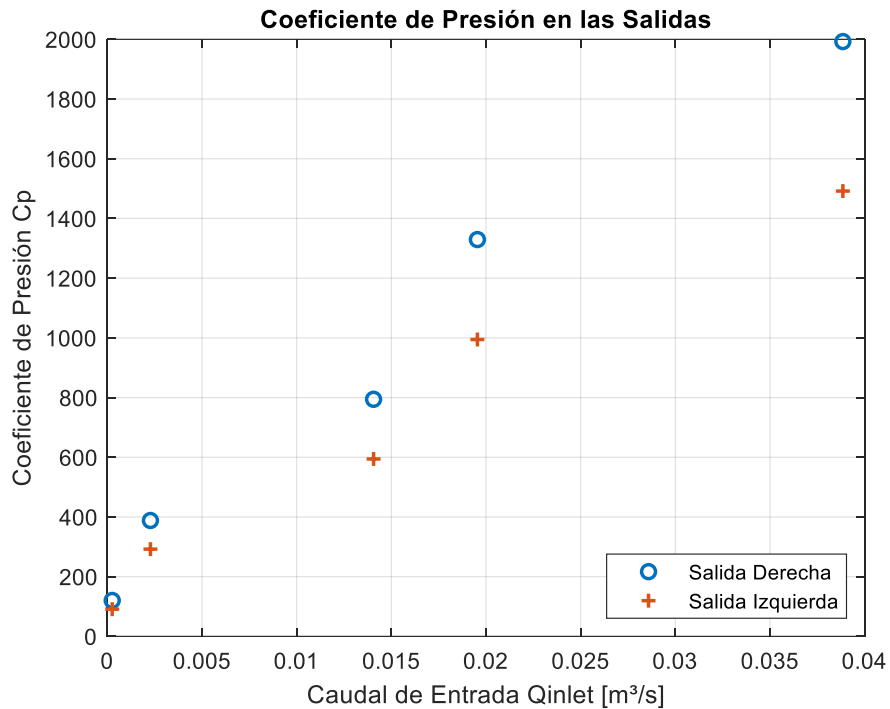


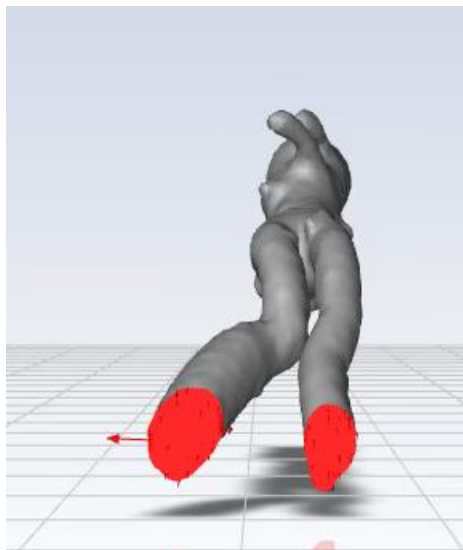
Figura 5 Coeficiente de la presión en las distintas salidas

En la figura vemos que los coeficientes de presión para las distintas salidas no son iguales, por lo que se refuerza el concepto de que por una salida sale más líquido que por la otra. Además estas diferencias son más notorias conforme más velocidad introducimos en la simulación. Es decir la salida derecha (círculos azules) es sistemáticamente mayor que la salida izquierda (cruces rojas). Ambas curvas presentan una tendencia creciente con el caudal de entrada  $Q_{inlet}$ , lo que sugiere que la presión en las salidas se incrementa al aumentar el flujo entrante, aunque con distinta magnitud en cada rama.

Por lo tanto, el coeficiente de presión actúa como un indicador indirecto de la distribución de flujo entre ambas salidas, si fueran geométricamente perfectas e ideales si que habría un reparto, es decir eficiencia totalmente idéntico. Vamos a desarrollar estos dos conceptos.

## 2.2 RELACIÓN ENTRE LAS ÁREAS

Cuando se menciona en la sección 2.1 que las geometrías no son perfectas nos referimos a que visualmente en la simulación se observa la figura 6:



*Figura 6 Aorta vista frontal (Plano X)*

Se está estudiando un líquido incompresible por lo que el gasto es constante pero como ya se pudo ver en la figura 4 y 5. Las salidas no son iguales y se debe a esta peculiar geometría. La salida derecha es menor a la izquierda y por ende la izquierda tiene menos caudal de salida y menos coeficiente de presión de salida.

Pero ¿cómo de diferentes son?

Para ello nos enfocamos en sacar un coeficiente de relación, se usó el código 1 del anexo para obtener lo siguiente:

Relación AL/AR para cada punto de datos:

1.2388  
1.2523  
1.2997  
1.2133  
1.1859

La media de la relación AL/AR es: 1.238

La desviación estándar es: 0.042815

Para cada una de las velocidades vemos que el área guarda una relación de aproximadamente 1.238 cuya desviación estándar es de 0.042815. Este último valor sirve como indicativo para saber que mis datos no se encuentran demasiado dispersados, guardan una relación bastante estable y el promedio hallado es fiable.

## 2.3 EFICIENCIA DE DISTRIBUCIÓN ENTRE LAS SALIDAS

Ya sabemos cómo de grande es un área respecto a la otra, pero ¿Cómo de eficiente será una respecto a la otra? Tenemos un flujo que entra y que se reparte entre las dos salidas: izquierda ( $Q_{left}$ ) y derecha ( $Q_{right}$ ). La eficiencia de distribución se refiere a qué porcentaje de caudal total sale por la izquierda y por ende sabremos cual por la derecha.

Lo vamos a calcular de la siguiente forma:

$$eficiencia\ left = \frac{Q_{left}}{Q_{left} + Q_{right}}$$

Y si queremos saber la eficiencia de la otra salida será tan fácil como:

$$eficiencia\ right = 1 - eficiencia\ left$$

De esta forma conseguimos la figura 7:

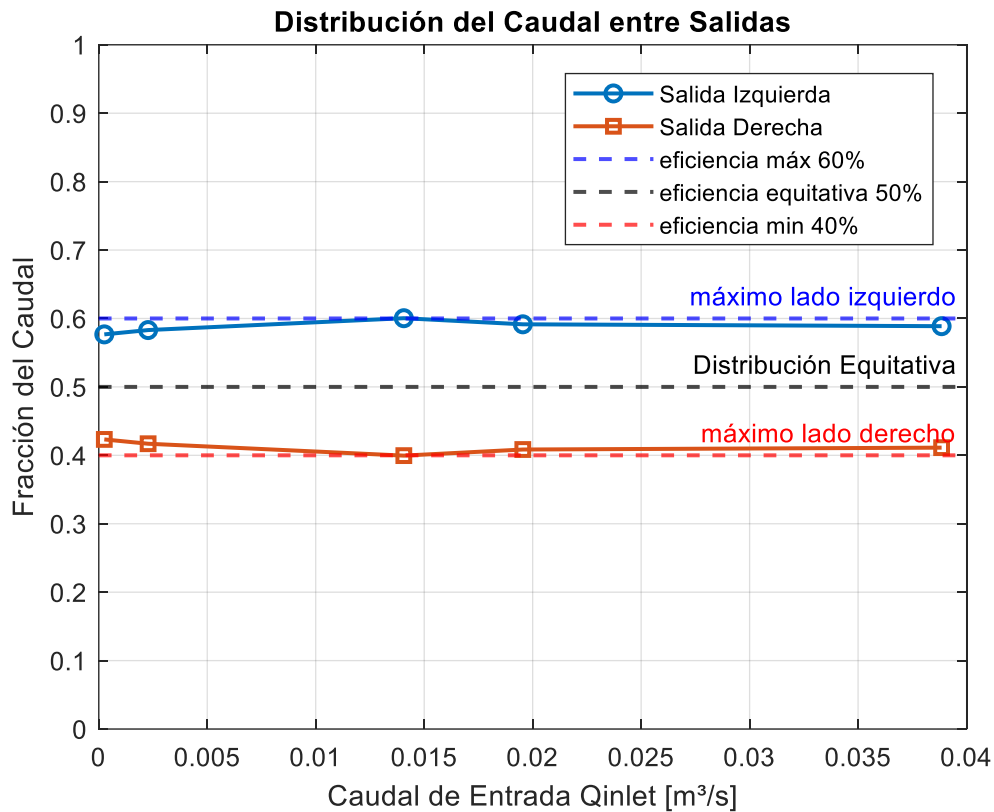


Figura 7 Distribución del caudal entre las salidas, su eficiencia

Como ya se demostró en secciones anteriores las salidas no son perfectamente equitativas, la salida derecha tiene menos eficiencia posiblemente provocado por su menor dimensión en comparación con la salida izquierda. Además se observa que la eficiencia máxima que tiene la salida izquierda es de un 60% mientras que su complementaria es de un 40% de eficiencia. Pero esta eficiencia varía según el régimen de entrada, es decir que reforzamos el concepto de que no estamos ante entradas lineales.

### 3. CONCLUSIONES

En esta práctica se ha analizado en profundidad el comportamiento de un sistema ramificado de flujo, con aplicación directa en el estudio del sistema cardiovascular humano, donde los vasos sanguíneos se bifurcan de manera no simétrica. Se ha utilizado una combinación de simulaciones numéricas mediante ANSYS Fluent y postprocesado en MATLAB para evaluar el reparto de caudales, presiones y eficiencia en dos ramas de salida de una aorta.

Los resultados muestran que, incluso bajo condiciones de entrada bien definidas, las salidas no presentan un reparto equitativo ni en caudal ni en presión. Esto refleja la asimetría geométrica del sistema, siendo una de las ramas ligeramente más estrecha. La simulación permitió identificar que la salida derecha presenta una mayor pérdida de presión, es decir, una mayor obstrucción hidráulica natural, lo que lleva a un caudal menor respecto a la izquierda.



Se calculó el coeficiente de presión ( $C_p$ ) para cada salida, observando que varía significativamente con el caudal de entrada. Esto refuerza la idea de que el comportamiento del sistema no es lineal, especialmente en condiciones cercanas al régimen turbulento. La relación de áreas entre ambas salidas también se cuantificó, encontrando que la izquierda es aproximadamente un 24% más grande que la derecha, con una desviación estándar baja, lo que da robustez a los resultados obtenidos.

Se evaluó además la eficiencia de distribución del caudal, mostrando que la salida izquierda llega a canalizar hasta el 60% del flujo total, mientras que la derecha se queda en un 40%, dependiendo del régimen de entrada. Este resultado es coherente con las diferencias geométricas y de presión detectadas.

Finalmente, se ha simulado una obstrucción artificial en la salida izquierda para analizar su impacto. El aumento en el coeficiente de presión en esa rama demuestra que una restricción localizada incrementa la pérdida de carga, obligando al flujo a redistribuirse hacia la otra rama. Este fenómeno reproduce de forma idealizada lo que ocurre en situaciones médicas reales, como estenosis o presencia de placas de ateroma.

En resumen, esta práctica demuestra cómo pequeñas diferencias geométricas o la presencia de obstrucciones pueden alterar significativamente el reparto de flujo en bifurcaciones vasculares. Esto tiene una relevancia directa en la diagnosis, planificación de intervenciones médicas y diseño de dispositivos como stents, injertos o bypass. Gracias a este tipo de modelos se pueden prever comportamientos hemodinámicos críticos, adaptados a las condiciones específicas de cada paciente.

## 4. ANEXO

### **Código 1:**

```
% Diferencias de presión salida con respecto a la entrada
DeltaPL = abs(PL - Pinlet);
DeltaPR = abs(PR - Pinlet);

% Calculamos la relación de áreas AL/AR usando la fórmula:
%  $AL/AR = (Q_L/Q_R) * \sqrt{\Delta P_R / \Delta P_L}$ 
AreaRatio = (QL ./ QR) .* sqrt(DeltaPR ./ DeltaPL);

% Mostramos resultados
disp('Relación AL/AR para cada punto de datos:')
disp(AreaRatio)

mediaAreaRatio = mean(AreaRatio);
disp(['La media de la relación AL/AR es: ', num2str(mediaAreaRatio)])
stdAreaRatio = std(AreaRatio);
```