

### Dinámica de fluidos computacional aplicada al estudio del flujo sanguíneo en el cayado aórtico humano y sus principales ramas

# Computational Fluid Dynamics Applied to the Study of Blood Flow in the Human Aortic Arch and its Main Branches

#### Bracamonte-Baran William

Universidad Central de Venezuela Facultad de Medicina, Escuela Luis Razetti Departamento de Ciencias Fisiológicas Correo: bracamontebaran@yahoo.com

#### Bracamonte-Baran Johane

Universidad Central de Venezuela Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Mecánica Departamento de Energética Correo: johanehb@gmail.com

#### Baritto-Loreto Miguel

Universidad Central de Venezuela Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Mecánica Departamento de Energética Correo: miguel.baritto@ucv.ve

#### D'Alessandro-Martínez Antonio

Universidad Central de Venezuela Facultad de Medicina, Escuela Luis Razetti Departamento de Ciencias Fisiológicas Correo: adaless@gmail.com

Información del artículo: recibido: septiembre de 2014, aceptado: julio de 2015

#### Resumen

El presente trabajo consiste en el uso de la dinámica de fluidos computacional para simular el flujo sanguíneo en el cayado aórtico humano y sus principales ramificaciones. Los datos utilizados para la simulación se tomaron de un individuo masculino de 30 años de edad que no presentó patologías en el sistema estudiado, la geometría del dominio se obtuvo a partir de una Tomografía Axial Computarizada y las condiciones de borde de flujo y presión se tomaron de los resultados de Ultrasonido Doppler y Esfigmanometría, respectivamente. Los parámetros impuestos como condiciones de borde variaron en el tiempo según un patrón sinusoidal entre los valores extremos registrados y una frecuencia igual a la del pulso cardiaco. La simulación numérica revela que las regiones sometidas a mayores solicitaciones mecánicas se encuentran en las raíces de las ramificaciones del cayado aórtico.

#### **Descriptores:**

- hemodinamia
- flujo sanguíneo
- aorta
- dinámica de fluidos computacional
- simulación

#### Abstract

In the present study the computational fluid dynamics approach was used to simulate the blood flow in the human aortic arch and its main branches. The data used in the simulation were obtained from a 30 years-old healthy male without any cardiovascular disease. The geometry of the domain was obtained from a Axial Computed Tomography and the flow and pressure boundary conditions were measured with Doppler Ultrasound and Sphygmomanometry, respectively. The imposed boundary conditions varied over time with a sinusoidal pattern ranging between the extreme registered values and a frequency identical to the heart rate. The numerical simulation reveals that regions subjected to higher mechanical solicitations are located in the roots of the branches of the aortic arch.

#### Keywords:

- hemodynamics
- · blood flow
- aorta
- computational fluid dynamics
- simulation

#### Introducción

La simulación del flujo sanguíneo es un problema de gran complejidad que debe considerar su carácter transitorio y pulsátil, además de involucrar geometrías irregulares, la elasticidad de los grandes vasos y el comportamiento no newtoniano de la sangre en pequeños vasos (menores a 100 µm de diámetro).

Modelos unidimensionales con distintos niveles de complejidad han logrado reproducir con gran exactitud la distribución temporal de presión y flujo a lo largo del sistema circulatorio. Trabajos como el de Olufsen *et al.* (2000) han reportado errores relativos por debajo de 3% al comparar el resultado de modelos unidimensionales contra estimaciones de flujo calculadas a partir de imágenes de resonancia magnética, lo que valida la aplicación de estos modelos para simular flujos hemodinámicos tanto en condiciones normales como patológicas (Fu *et al.*, 2010; Hsiao *et al.*, 2012; Kousera, 2013).

La evolución de las técnicas de dinámica de fluido computacional (CFD) ha permitido en las dos últimas décadas desarrollar simulaciones numéricas tridimensionales para porciones muy pequeñas del sistema circulatorio, principalmente para estudiar los patrones de flujo en prótesis y stents (Otha et al., 2003; Murphy y Boyle, 2007; Fu et al., 2010; Bresch et al., 2010; Hsiao et al., 2012), y estudiar variables hemodinámicas relacionadas a la formación de aneurismas y la aterogénesis (Shahcheraghi et al., 2002; Chen y Lu, 2006; Shimogonya et al., 2009).

El comportamiento no-newtoniano de la sangre se ha incorporado en la simulación de flujos en pequeños vasos, utilizando los modelos de viscosidad de Carreu-Yasuda, Casson y las disintas modificaciones de la Ley de Potencia (Prektold *et al.*, 1991; Gijsen *et al.*, 1999; Chen y Lu, 2006; Jozwik y Obidowski, 2010).

La viscosidad sanguínea se determina principalmente por el hematocrito (proporción volumétrica de los eritrocitos, que normalmente se encuentra en el rango de 0.45 a 0.55). Se ha descrito empíricamente que esencialmente dos condiciones generan un comportamiento nonewtoniano de la sangre en condiciones fisiológicas, a saber:

- a) bajas tasas de cizallamiento, en las cuales la viscosidad tiende a aumentar y
- b) diámetro del vaso inferior a 100μm, en los cuales la viscosidad tiende a disminuir.

Este último efecto es el de mayor importancia fisiológica y se denomina efecto Fahreus-Lindqvist. Este se atribuye al incremento relativo del espesor de capa libre de células respecto al radio del vaso y al alineamiento axial de los eritrocitos (Nichols *et al.*, 1990).

En vasos de mediano y gran calibre el diámetro eritrocitario, así como la capa limite libre de células adyacente al endotelio es despreciable, en comparación con el diámetro del vaso. De igual manera, en estos vasos las tasas de cizallamiento, presiones y velocidades son significativamente superiores a los de la microcirculación. Esto hace que en condiciones fisiológicas la relación entre el esfuerzo cortante y la tasa de cizallamiento de la sangre sea lineal (viscosidad constante) en los grandes vasos, esto es, se comporta como un fluido newtoniano, por tanto, puede simularse su flujo adecuadamente despreciando su estructura corpuscular y aplicando la teoría del continuo (Nichols et al., 1990). Esta observación se ha validado ampliamente, reportándose errores por debajo de 2% contra mediciones invitro e in-vivo para vasos de diámetro superior a 1 mm y concentración normal de hematocrito (Taylor, 1959; Milnor, 1989).

Respecto a las geometrías utilizadas, algunos autores recurren a simplificaciones con volúmenes regulares cuyas dimensiones coinciden con las medidas promedio de diámetro y longitud de los vasos (Chen y Lu, 2004; Nguyen *et al.*, 2008). Para el estudio en vasos grandes se ha logrado utilizar la información adquirida

#### Download English Version:

## https://daneshyari.com/en/article/274868

Download Persian Version:

https://daneshyari.com/article/274868

<u>Daneshyari.com</u>