Simulación dinámica computacional de la hemodinámica de un aneurisma cerebral bajo la acción de un campo magnético externo

Computational fluid dynamic simulation of the hemodynamics of a brain aneurysm under the action of an external magnetic field

Melisa Cardona^{1*} Alejandro Rivera¹ Juan Ramírez²

Recibido 3 de abril de 2019, aceptado 26 de agosto de 2020

Received: April 3, 2019 Accepted: August 26, 2020

RESUMEN

El modelo computacional tridimensional idealizado de un aneurisma cerebral sacular es usado para estudiar la hemodinámica vascular, bajo el efecto de campos electromagnéticos externos. Los campos analizados son emitidos por resonadores magnéticos que tienen diferentes direcciones de aplicación sobre el paciente en posición decúbito dorsal. El modelo en estado estacionario resuelve las ecuaciones de Navier Stokes teniendo en cuenta el comportamiento no-Newtoniano de la sangre, acoplando las ecuaciones de magneto-hidrodinámica. La simulación computacional de las dos configuraciones de los resonadores, permite evaluar el efecto de la dirección de aplicación del campo, en la velocidad de la sangre y en el tiempo de permanencia de partículas inyectadas en el dominio. Se presentan los contornos de velocidad de fluido para comprender el patrón de flujo en el aneurisma. Los resultados muestran que bajo la acción del campo magnético emitido por un resonador abierto, el fluido entra con una mayor velocidad al saco del aneurisma, en comparación con un resonador cerrado. Se evidencia un aumento significativo en el tiempo de permanencia de las partículas dentro del dominio para el modelo del resonador abierto. El procedimiento seguido permite adquirir una mayor comprensión de los fenómenos del campo magnético en la hemodinámica de patologías vasculares.

Palabras clave: Dinámica de fluidos computacional, hemodinámica, aneurisma cerebral, campo magnético externo, magneto-hidrodinámica.

ABSTRACT

The idealized three-dimensional computational model of a saccular cerebral aneurysm is used to study vascular hemodynamics under the effect of external electromagnetic fields. Magnetic resonators emit the analyzed fields with different application directions on the patient in the dorsal decubitus position. The steady-state model solves the Navier Stokes equations considering the non-Newtonian behavior of the blood by coupling the magneto-hydrodynamic equations. Using computational simulation, the effect of different magnetic field directions on the blood velocity field and the elapsed particles' time is evaluated. Flow velocity contours are presented to understand the flow pattern in the aneurysm, which is significantly altered within the sac in the presence of a magnetic field. The results show that under the magnetic field's action emitted by an open resonator, the fluid enters the sac of the aneurysm with greater speed

¹ Universidad Nacional de Colombia sede Medellín. Grupo de Investigación en Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación. Medellín, Colombia. E-mail: mecardonata@unal.edu.co; alriverabu@unal.edu.co

² Universidad Nacional de Colombia sede Medellín. Grupo de Investigación en Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación. Departamento de Ingeniería Mecánica. Medellín, Colombia. E-mail: jframirp@unal.edu.co

* Autor de correspondencia: mecardonata@unal.edu.co

compared to a closed resonator. Additionally, there is a significant increment in the particles' elapsed time within the domain for the open resonator model. The procedure followed allows acquiring a greater compression of the magnetic field phenomena in the hemodynamics of vascular pathologies.

Keywords: Computational fluid dynamics, hemodynamics, cerebral aneurysm, external magnetic field.

INTRODUCCIÓN

Los aneurismas cerebrales son dilataciones patológicas que se presentan en un segmento del vaso sanguíneo. Mayoritariamente, de forma intracraneal se presentan aneurismas saculares, donde la dilatación surge de manera unilateral, creando un saco de sangre redondeado que está unido por el cuello al vaso [1]. Usualmente, los aneurismas cerebrales se presentan en el círculo de Willis, con una ubicación más frecuente en la arteria de comunicación anterior, ACoA por sus siglas en inglés, con un 30-35% de frecuencia [2-4]. A su vez, en la arteria ACoA, el saco del aneurisma puede estar ubicado de manera anterior, posterior superior e inferior, siendo la de mayor incidencia el crecimiento del saco en dirección anterior [5, 6].

De acuerdo con la Fundación de Aneurismas cerebrales [7], anualmente a nivel mundial, alrededor de 500.000 muertes son causadas por la ruptura de aneurismas cerebrales, de las cuales la mitad de las víctimas son menores a 50 años. Diferentes artículos reportan que el éxito clínico en el tratamiento de pacientes con ruptura de aneurismas es alto, 8 de cada 10 por cada 100.000 personas. Sin embargo, el 50% de los sobrevivientes muere en el primer mes, 25% de los pacientes sufren incapacidades extremas y el resto tienen un alto riesgo de muerte súbita, sangrado y otras complicaciones [7-9].

Actualmente, los tratamientos para los aneurismas cerebrales no rotos incluyen el abordaje quirúrgico y los tratamientos endovasculares. La selección del mejor abordaje está basada en el tamaño y ubicación del aneurisma; el riesgo de ruptura; la edad del paciente, la salud, los antecedentes médicos personales y familiares y el riesgo del tratamiento [10]. De los diferentes tipos de aneurismas cerebrales, los aneurismas saculares de cuello ancho tienden a tener una configuración anatómica desfavorable, lo que implica un mayor reto en el momento de decidir el mejor tratamiento a seguir [11-14].

El objetivo de todos los tratamientos del aneurisma es obstruir el flujo de sangre hacia el saco del aneurisma. Recientemente, algunos autores han postulado opciones para promover la oclusión del cuello del aneurisma promoviendo el crecimiento del tejido faltante en un proceso denominado re-entotelización [15-17]. Las opciones propuestas incluyen, teniendo como referencia el tratamiento endovascular, posicionar un soporte estructural que a partir de la atracción de células endoteliales (EC) logre inducir el crecimiento de tejido en la región del ostium, cerrando el cuello del aneurisma con tejido vascular, aliviando el flujo de sangre y la presión en el saco, reduciendo significativamente e incluso eliminando la posibilidad de una ruptura tardía o un daño en el tejido circundante. Esta terapia celular representa un enfoque vanguardista con buenos pronósticos [18-20].

Sin embargo, a la fecha, existen pocas estrategias para forzar a las células a redirigirse a sitios específicos [21-23]. Entre las opciones, existe la posibilidad de asignar propiedades superparamagnéticas a las células por medio de la inyección de nano partículas para posteriormente controlar su trayectoria usando campos magnéticos externos [8, 24-26].

Los campos magnéticos externos de mayor uso en medicina son generados por las máquinas de resonancia magnética (MRI), las cuales pueden ser electromagnéticas o de magnetismo permanente, de estructura cerrada o abierta, siendo los más comunes los resonadores cerrados. El equipo de resonancia cerrado está constituido por un electroimán cilíndrico con forma de anillo, mientras en el equipo de resonancia abierto el imán es ubicado sobre el área de interés [27-29].

Recientemente, los resonadores de cámara abierta han sido involucrados en mayor medida gracias a la posibilidad que plantean para los usuarios que presentan incomodidad a los espacios cerrados [27]. Esta nueva configuración requiere que los imanes se encuentren ubicados en dos posiciones

diferentes a los resonadores habituales, por lo que el campo magnético generado tiene una dirección diferenciada.

Como se muestra en la Figura 1 al cambiar la configuración de los tipos de resonadores, la dirección del campo magnético externo al que se ve sometido el paciente es diferente. En el resonador cerrado la dirección del campo es craneocaudal, de pies a cabeza, mientras la dirección del campo para el resonador abierto es anteroposterior, de espalda a pecho.

Gracias a la presencia de óxidos de hierro en los eritrocitos o glóbulos rojos, la sangre se comprende como un fluido magnético, cuya hemodinámica cambia bajo la influencia de campos magnéticos externos [30]. Diferentes autores han abordado este comportamiento desde la magnetohidrodinámica (MHD) que trata los fluidos conductores al incluir la fuerza de Lorentz generada a partir de la corriente inducida e ignora el efecto de la magnetización [30-32]. Según la teoría MHD, cuando un campo magnético transversal estacionario se aplica externamente a un fluido eléctricamente conductor, se inducen corrientes eléctricas dentro del fluido y se produce una fuerza conocida como fuerza de Lorentz debido a la interacción entre las corrientes inducidas y el campo magnético aplicado.

Fuente: 2006-2018 Healthwise, Incorporated.

Figura 1. Configuración del campo magnético.
a. Resonador abierto; b. Resonador cerrado.

La dinámica de fluidos computacional (CFD) por sus siglas en inglés, es a la fecha la técnica empleada por diferentes autores para analizar la hemodinámica en los aneurismas y el comportamiento de variables de flujo dinámico como la presión, la velocidad y el esfuerzo cortante en la pared (WSS, de sus siglas en inglés), ya que ésta permite conocer los efectos de un nuevo fenómeno simulando las condiciones físicas de interacción de un dominio de interés de una forma no invasiva. A diferencia de los métodos experimentales, la simulación computacional permite en una etapa inicial de investigación adquirir una mayor comprensión de los fenómenos al variar las condiciones físicas de una forma costo efectiva [33-34].

En su reciente revisión Rashidi *et al.* [32], describe diferentes aplicaciones de las ecuaciones de hidrodinámica y su modelación numérica para estudiar los efectos de campos magnéticos externos en sistemas biológicos en segmentos mayoritariamente cilíndricos. Entre las conclusiones de la revisión se encuentra que el tratamiento Lagrangiano permite modelar la atracción de partículas suspendidas en el flujo de sangre hacia regiones específicas, para ser usadas en distribución de medicamentos, separación de células y tratamientos de cáncer. Adicionalmente, recalcan el uso de un comportamiento no Newtoniano para la simulación de la sangre.

Al considerar la atracción de células endoteliales suspendidas en la sangre usando el efecto de campos magnéticos externos, se busca un aumento en el tiempo de permanencia de dichas células en el dominio de interés. Poco se conoce sobre si existe alteración en el tiempo de permanencia asociado a los cambios en la dirección de aplicación del campo magnético en las regiones donde se forma el aneurisma [17, 35-36]. Por consiguiente, es necesario entender cómo influye el cambio de dirección en la trayectoria de la sangre que transporta las células endoteliales dentro del flujo sanguíneo de un aneurisma que se encuentra bajo la presencia de fuerzas magnéticas externas.

Teniendo en cuenta que aún existe mucho por explorar en los modelos computacionales idealizados para la simulación de la mecánica de bio-fluidos, el objetivo de este trabajo es identificar y cuantificar los cambios en la hemodinámica inducidos por los cambios en la dirección del campo magnético

externo en un modelo idealizado de un aneurisma sacular ubicado en el círculo de Willis en la arteria de comunicación anterior (ACoA) por sus siglas en inglés.

METODOLOGÍA

La simulación computacional inicia con el modelo geométrico del dominio de interés. En este caso el volumen de sangre dentro de un aneurisma. La Figura 2 muestra la geometría del modelo 3D simplificado que representa de forma cercana las condiciones fisiológicas de un aneurisma en la arteria ACoA. El arco es simulado con una angulación de 60° [37] y el cuello del aneurisma es superior a 4mm correspondiente a la definición de aneurisma de cuello amplio [4]. La frontera de entrada y salida se encuentran en extensiones rectas del dominio equivalentes a 10 veces el diámetro de la vena para asegurar flujo completamente desarrollado en el dominio de interés.

Las ecuaciones de Navier-Stokes son resueltas para simular la sangre como un modelo de flujo laminar, transitorio e incompresible, el acoplamiento con las ecuaciones de Maxwell permite incluir los efectos del campo magnético.

En la ecuación de continuidad, ecuación (1), u es la velocidad de la sangre y la fuerza magnética F_m que actúa sobre el fluido es incluida en la ecuación de momentum, ecuación (2).

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (1)$$

Figura 2. Modelo 3D de aneurisma sacular idealizada.

$$\frac{\partial u}{\partial t} + (u \nabla) = \frac{1}{\rho} [-\nabla P + \eta \nabla^2 u + F_m] \quad (2)$$

$$F_m = \sigma B^2 u \quad (3)$$

P es la presión, la densidad de la sangre ρ se establece como 1050 kg/m^3 y σ es la conductividad eléctrica. El comportamiento no Newtoniano del fluido se incluye mediante el modelo de Herschel-Bulkey, considerando que la viscosidad μ_f varía de acuerdo a la ecuación (4). Donde $k = 8,9721 \cdot 10^{-3} \text{ N s m}^{-2}$ es el índice de consistencia, $n = 0.8601$ es el índice de ley de potencia y $\tau_o = 0.0175 \text{ N/m}^2$ es el umbral del límite de fluencia [38].

$$\eta = k \dot{\gamma}^{n-1} + \left(\tau_o / \dot{\gamma} \right) \quad (4)$$

En las condiciones de borde se usa la velocidad de entrada de $0,702 \text{ m/s}$ previamente reportada como válida para la simulación en estado estacionario de la sangre en arterias [39]. La pared de la arteria es considerada rígida, en un estado aislante bajo el efecto del campo magnético y condición de no desplazamiento como condición de frontera. La salida es modelada como una frontera abierta con una presión estática de 0 Pa .

Luego de establecer las ecuaciones y las condiciones de borde que rigen el fenómeno, se usa el software ANSYS Fluent 17,1 [40] para resolver la simulación numérica bajo el modelo de volúmenes finitos. El método numérico es resuelto usando usando el algoritmo de solución segregada SIMPLEC.

Con el fin de evaluar el efecto de la dirección de aplicación del campo en el flujo de sangre del aneurisma, se realizan dos simulaciones, la primera considerando un resonador cilíndrico y la segunda un resonador abierto. Teniendo en cuenta la orientación de la arteria ACoA en el círculo de Willis, la orientación de crecimiento del saco y la orientación del campo magnético para los dos tipos de resonadores mostrados en la Figura 1. Se puede identificar las dos direcciones de aplicación del campo externo en el modelo idealizado del aneurisma. La Figura 3 muestra la dirección de aplicación del campo para el mismo aneurisma.

Figura 3. Dirección de aplicación del campo magnético en el aneurisma. a. Dentro de un resonador cilíndrico, b. Dentro de un resonador abierto.

El campo electromagnético externo aplicado en el segmento del vaso simulado tiene una intensidad de 0,5T. La frecuencia de resonancia de una partícula sometido a un campo es calculada usando la ecuación Larmor [41], con esto en mente para una amplitud de 0,5T la frecuencia del resonador es de 21 MHz.

Para resolver numéricamente el anterior conjunto de ecuaciones que gobiernan el sistema, el modelo geométrico debe ser discretizado. Se realiza un análisis de sensibilidad para determinar independencia de los resultados a la discretización espacial del dominio. Posterior al análisis de sensibilidad se establece una malla de 291.705 elementos tetraédricos y hexaédricos. Cuando los residuales del término fuente de masa en la ecuación de continuidad y cada componente de la velocidad son menores a $10e-6$, se determina que el proceso de iteración ha convergido. Los efectos magnéticos son incluidos en el modelo usando el módulo MHD del software ANSYS Fluent [42].

Con el fin de realizar validaciones de los resultados del modelo con lo previamente reportado en la literatura, se simula adicionalmente el comportamiento del flujo de sangre sin presencia del campo magnético.

Posterior al análisis hemodinámico, con el fin de conocer el efecto del cambio de dirección de aplicación del magnetismo en el tiempo de permanencia de células endoteliales inyectadas al dominio, se simula la trayectoria de las células como partículas discretas siguiendo el modelo Euler-Lagrange en ANSYS FLUENT.

Para este modelo computacional las células son simplificadas a esferas perfectas de radio 5 μm

y densidad 1005 kg/m^3 las cuales no han sido etiquetadas con nanopartículas magnéticas, están suspendidas y distribuidas de manera uniforme en el volumen de sangre y no presentan interacción con la fase continua. Las partículas en mención son inyectadas desde la superficie de la frontera de entrada, sin velocidad inicial, iniciando su trayectoria de forma perpendicular a la superficie.

Considerando que el modelo DPM permite simular hasta el 10% del volumen de la fase continua, se define un máximo de 629 partículas para ingresar al sistema. Posterior al cálculo de la trayectoria de las partículas, es posible conocer cuánto tiempo pasan las partículas en el dominio antes de escapar por la frontera de salida.

RESULTADOS

La Figura 4 muestra los resultados para el modelo sin aplicación de magnetismo externo. En forma general se identifica que la velocidad del fluido simulado cerca del domo es más reducida que en el resto de la geometría del modelo.

En los contornos de velocidad en el plano XY se identifica que la velocidad de flujo se reduce significativamente en las cercanías del cuello del aneurisma. El fluido entra al domo generando un vórtice en el plano XY y va reduciendo su velocidad hasta la salida del saco. Dentro del domo el movimiento al lado contrario de la dirección de flujo es apenas apreciable, mientras en el centro hay un aumento de la velocidad que lleva a la sangre a la parte superior del saco.

Figura 4. Contornos de velocidad modelo sin magnetismo. a. Contornos de velocidad plano XY, b. Contornos de velocidad plano YZ, c. vectores de velocidad en el dominio de interés plano XY, d. vectores de velocidad en el dominio de interés plano YZ.

La Figura 5 muestra los cambios en los contornos de velocidad en los planos medios del modelo, al cambiar la dirección de aplicación del campo magnético.

Se identifica un cambio en el patrón de velocidad del fluido en la sección curva del modelo y dentro del saco que representa el aneurisma, al ser comparado con el modelo sin magnetismo.

Los vectores de velocidad mostrados en la Figura 6, permiten identificar un mayor flujo entrando al saco del aneurisma para el modelo sometido a magnetismo en la dirección Y.

Para conocer a qué velocidad entra el fluido al saco, se define una línea para el reporte de resultados en

el diámetro mayor del cuello del aneurisma, como se muestra en la Figura 7.

La Figura 8 muestra la velocidad a lo largo de la línea del ostium. La línea con triángulos corresponde a la velocidad en la configuración abierta del resonador, donde la dirección del campo está en el eje positivo del eje Y. La línea con puntos corresponde a la velocidad en el ostium para el modelo sometido a un campo magnético de un resonador cerrado, donde la dirección del campo está en dirección negativa del eje Z. Finalmente, la línea continua corresponde al modelo sin magnetismo.

Se puede identificar que la aplicación del magnetismo en dirección Y, representando el

Figura 5. Contornos de velocidad obtenidos para diferentes direcciones de aplicación del campo magnético externo.

Figura 6. Vectores de velocidad obtenidos para diferentes direcciones de aplicación del campo magnético externo.

Figura 7. Línea correspondiente al diámetro mayor del ostium en el cuello del aneurisma.

campo de un resonador abierto incrementa significativamente la velocidad de entrada del fluido al domo del aneurisma, mientras el campo magnético aplicado en dirección negativa del eje Z, correspondiente al campo de un resonador cilíndrico, disminuye la velocidad en el cuello del aneurisma, al ser comparado con el modelo no sometido a ningún campo.

Para conocer el tiempo de permanencia de las partículas inyectadas en el dominio, se reporta en la Tabla 1 el tiempo máximo transcurrido hasta que todas las partículas se escapan por la frontera de salida.

Se identifica que la aplicación del campo magnético en la dirección Y aumenta el tiempo de permanencia de las partículas al doble, mientras el campo magnético en dirección negativa del eje Z aumenta el tiempo de permanencia levemente.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos permiten examinar de manera virtual el comportamiento del fluido bajo diferentes condiciones de aplicación de campos magnéticos externos e inferir cuál de las configuraciones propuestas permiten aumentar el tiempo de permanencia de partículas en el dominio. Se encuentra que el modelo sin magnetismo, versus los modelos con magnetismo, muestran diferencias sustanciales en los patrones de flujo dentro del saco

Figura 8. Velocidad en el diámetro mayor del ostium en el cuello del aneurisma.

Tabla 1. Tiempo máximo de permanencia de las partículas en el dominio.

	Modelo sin magnetismo	Magnetismo en dirección Y	Magnetismo en dirección Z
Tiempo de permanencia de las partículas en el dominio	1.283 [s]	2.738 [s]	1.324 [s]

del aneurisma, donde el campo magnético aplicado en dirección Y proveniente de un resonador abierto, aumenta considerablemente el flujo en el domo y la velocidad de entrada al mismo.

Investigaciones recientes se han concentrado en simular el efecto del campo magnético en los parámetros de flujo de la sangre y partículas suspendidas en segmentos cilíndricos, cuando el campo magnético es aplicado de manera perpendicular a la dirección del flujo [30-32-43]. Con esto en mente, las investigaciones en la hemodinámica que consideren evaluar el comportamiento del fluido en geometrías más complejas, como los aneurismas, agregan información relevante al entendimiento básico del fenómeno que regula la atracción y redireccionamiento para forzar partículas suspendidas en el flujo de sangre a redirigirse a sitios específicos.

La hipótesis del actual trabajo establece que el cambio en la dirección de aplicación del campo magnético externo tiene incidencia en el campo de velocidades del fluido y en el tiempo de

permanencia de las partículas suspendidas. Para esto son comparados dos condiciones disponibles de resonadores magnéticos que aseguran direcciones diferentes del campo aplicado.

Considerando los resultados de la presente simulación computacional se identifica que los cambios en la dirección de aplicación de campos magnéticos externos afectan de forma significativa la velocidad del fluido cuando éste atraviesa geometrías como el saco de un aneurisma. Adicionalmente, se evidencia un aumento en el tiempo de permanencia de partículas suspendidas en el flujo en la región del cuello del aneurisma. El modelo simplificado realizado permite identificar la existencia de cambios en el comportamiento de fluidos bajo el efecto de campos magnéticos externos. Como trabajo futuro se propone la inclusión de otros factores fluidodinámicos y la modelación no simplificada de las células endoteliales para explorar las condiciones hemodinámicas resultantes en miras a promover la generación de trombosis dentro del aneurisma, lo que permita finalmente excluir el aneurisma de la circulación en el círculo de Willis.

Existe en la literatura, modelos numéricos que estudian el comportamiento de la sangre bajo el efecto de campos magnéticos externos en aneurismas simplificados [44]. Dichos modelos son una primera aproximación al campo de velocidades donde se evidencia la formación de vórtices en el flujo de sangre dentro del saco del aneurisma por la presencia de un campo magnético externo aplicado de forma perpendicular a la dirección de entrada de flujo. Sin embargo, estos modelos son bidimensionales y representan la arteria adyacente del aneurisma como un tramo recto. Resultados recientemente presentados por Xu *et al.* [37], indican que considerar la curvatura del vaso adyacente al aneurisma es relevante para un correcto estudio del campo de velocidades de un modelo de aneurisma simplificado. Finalmente, dada la naturaleza tridimensional del problema, las simulaciones bidimensionales no permiten explorar el efecto espacial de los cambios de la velocidad ocasionados por presencia del campo magnético, teniendo en cuenta que no se reporta evidencia donde se indique que los efectos en otros planos son despreciables.

De la revisión de literatura hecha por los autores, el efecto de someter la arteria con aneurisma sacular a diferentes direcciones de campo magnético no ha sido previamente reportado, por lo que la validación de resultados se realiza comparando los resultados del modelo sin magnetismo con simulaciones computacionales reportadas previamente. Teniendo en cuenta que el actual trabajo incluye la curvatura del vaso adyacente al aneurisma, la cual es representativa para la arteria ACoA, se realiza una comparación cualitativa de los contornos de velocidad del fluido en el modelo sin magnetismo con su análogo reportado en la literatura [37]. El presente trabajo considera las condiciones no-Newtonianas de la sangre para la caracterización del fluido modelado, lo cual no es considerado en la referencia, por lo que, a pesar de existir semejanza en los patrones de velocidad de ambos resultados, existen diferencias numéricas explicables dadas las discrepancias en las condiciones iniciales de ambos modelos [37]. La velocidad del fluido en el cuello del aneurisma, varía entre 0,3 m/s y 0,58 m/s a lo largo de la línea del ostium para el modelo sin magnetismo, lo cual es numéricamente comparable con los resultados en estado estable reportados por [39], quien reporta valores comprendidos entre 0,4 y 0,6 m/s para la velocidad en el cuello de su aneurisma idealizado.

Se identifica que los valores encontrados están en el mismo orden de magnitud, lo que valida el proceso utilizado para simular el campo de velocidades del fluido en el aneurisma. Considerando que las simulaciones cuentan con la misma velocidad de entrada, las diferencias numéricas se asocian a que la geometría modelada en la referencia modela curvatura a la entrada y salida del modelo pero un trayecto recto en el vaso adyacente al saco del aneurisma, a diferencia del trayecto completamente curvo del presente modelo.

Al modelar con un enfoque Lagrangiano las partículas, se encuentra que el tiempo de permanencia de las partículas en el dominio se aumenta el 48% cuando el aneurisma es sometido a un campo magnético de un resonador abierto. Esto se explica gracias a los vórtices creados al interior del saco. De acuerdo a los estudios realizados en el transporte de medicamentos y células a través del flujo sanguíneo usando campos magnéticos [45-46], esta condición es favorable para promover la adhesión de células endoteliales en regiones de interés.

Las simplificaciones en el modelo permiten alinear el eje de crecimiento del saco del aneurisma con la dirección de aplicación del campo de un resonador magnético abierto. Se propone como trabajo futuro utilizar un modelo específico de un paciente para conocer los efectos en una geometría no idealizada, con una orientación aleatoria frente a la dirección del campo.

Finalmente, se conoce que la presencia de diversores de flujo, como tratamiento endovascular de aneurismas, altera significativamente el flujo de la sangre en el saco del aneurisma [37-39-47]. Con el fin de concentrar la atención en los efectos del cambio de dirección del magnetismo, en el presente trabajo no se modela la presencia del stent. Como trabajo futuro se propone adicionalmente simular el stent y conocer el efecto combinado del magnetismo y el stent en el flujo continuo y de partículas.

CONCLUSIONES

Las simulaciones numéricas permiten mejorar el entendimiento de los cambios en la fluidodinámica local de aneurismas saculares bajo el efecto de campos magnéticos externos. Se concluye que al variar la dirección de aplicación del campo, se altera

significativamente el comportamiento y velocidad del fluido magnético simulado para la representación de la sangre, cuando éste fluye a través de la geometría simplificada de un aneurisma sacular.

Se identifica presencia de vórtices en el saco del aneurisma asociables a un aumento del tiempo de permanencia de partículas suspendidas en el flujo. Al tratarse de un modelo simplificado, el presente trabajo aporta información de interés para aumentar la predicción del comportamiento de los sistemas biológicos idealizados.

REFERENCIAS

- [1] A. Selimovic, Y. Ventikos, and P.N. Watton. "Modelling the Evolution of Cerebral Aneurysms: Biomechanics, Mechanobiology and Multiscale Modelling". *Procedia IUTAM*. Vol. 10, pp. 396-409. 2014. ISSN: 2210-9838.
- [2] L. Duque-Ortega, S. Correa Vélez, C.M. Jiménez Yopez, S. CORREA-VÉLEZ, and C.M. JIMÉNEZ-YEPES. "Computational fluid dynamics in intracranial aneurysm". *CES Med*. Vol. 29 N° 2, pp. 239-254. 2015. ISSN: 0120-8705.
- [3] J. Cebal *et al*. "Clinical Application of Image-Based CFD for Cerebral Aneurysms". *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. Vol. 27 N° 7, pp. 977-992. July, 2011. ISSN: 2040-7947.
- [4] M. Mehra, G. Spilberg, M.J. Gounis, and A.K. Wakhloo. "Intracranial Aneurysms: Clinical Assessment and Treatment Options", pp. 331-372. ISBN: 978-3-642-18094-1. 2011.
- [5] F. Chaddad-Neto, H.L. Doria-Netto, J.M. de Campos-Filho, E.S.C. Ribas, G.C. Ribas, and E. de Oliveira. "Head positioning for anterior circulation aneurysms microsurgery". *Arq. Neuropsiquiatr*. Vol. 72 N° 11, pp. 832-840. 2014. ISSN: 1678-4227.
- [6] W. Cai, C. Hu, J. Gong, and Q. Lan. "Anterior Communicating Artery Aneurysm Morphology and the Risk of Rupture". *World Neurosurgery*. Vol. 109, pp. 119-126. 2018. ISSN: 1878-8750.
- [7] Brain Aneurysm Foundation. "Brain Aneurysm Statistics and Facts-Brain Aneurysm Foundation". 2018. URL: <http://www.bafound.org/about-brain-aneurysms/>
- [8] T. McGloughlin, Ed. "Biomechanics and Mechanobiology of Aneurysms". *Studies in Mechanobiology. Tissue Engineering and Biomaterials book series*. Vol. 7. Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011.
- [9] B.J. Doyle and T. McGloughlin. "Towards an Improvement in Aneurysm Assessment: Coupling 3D Reconstruction Tools with Engineering Know-How". Ireland. 2009.
- [10] S. Twitchell *et al*. "Analysis of cerebrovascular aneurysm treatment cost: retrospective cohort comparison of clipping, coiling, and flow diversion". *Neurosurgical FOCUS*. Vol. 44 N° May, pp. 1-7, 2018. ISSN: 1092-0684.
- [11] M.H. Babiker *et al*. "Influence of stent configuration on cerebral aneurysm fluid dynamics". *J. Biomech*. Vol. 45 N° 3, pp. 440-7. Feb. 2012. ISSN: 0021-9290.
- [12] B. Daou and P. Jabbour. "Flow Diversion for Treating Middle Cerebral Artery Aneurysms". 2016. ISSN: 1936-959X.
- [13] O.M.M. Topcuoglu *et al*. "Flow Diversion in Middle Cerebral Artery Aneurysms: Is It Really an All-Purpose Treatment?". *World Neurosurgery*. Vol. 87, pp. 317-327. Mar. 2016. ISSN: 1878-8750.
- [14] Y. Zhang, W. Chong, and Y. Qian. "Investigation of intracranial aneurysm hemodynamics following flow diverter stent treatment". *Med. Eng. Phys*. Vol. 35 N° 5, pp. 608-15. May 2013. ISSN: 1350-4533.
- [15] I. Chatziprodromou, A. Tricoli, D. Poulikakos, and Y. Ventikos. "Haemodynamics and wall remodelling of a growing cerebral aneurysm: a computational model". *J. Biomech*. Vol. 40 N° 2, pp. 412-26, Jan. 2007. ISSN: 0021-9290.
- [16] J.P. Allain, T. Tigno, and R. Armonda. "Nanotechnology for Cerebral Aneurysm Treatment". Babak Kateb and John D. Heiss. 2013.
- [17] P. Berg, C. Iosif, S. Ponsonnard, C. Yardin, G. Janiga, and C. Mounayer. "Endothelialization of over- and undersized flow-diverter stents at covered vessel side branches: An in vivo and in silico study". *J. Biomech*. Vol. 49 N° 1, pp. 4-12. 2016. ISSN: 00219290.
- [18] J.P. Allain, L. Reece, Z. Yang, R. Armonda, R. Kempaiah, and T. Tigno. "System and stent for repairing endovascular defects brain-aneurysm-basics/brain-aneurysm-statistics-and-facts/". Accessed: 04-Sep-2016.

- and methods of use". WO2013052934 A3, CA2851264A1, EP2763710A2, EP2763710A4, US20140277354, WO2013052934A2, 30-May-2013.
- [19] T.J. Tigno. "Systems and methods for magnetized stent having growth-promoting properties," CA2803385A1; EP2590600A1; US20130110225; WO2012006373A1; US9283095 B2, 15-Mar-2016.
- [20] A. Adibi, A. Sen, and A.P. Mitha. "Cell Therapy for Intracranial Aneurysms: A Review," World Neurosurg. Vol. 86, pp. 390-398. 2016. ISSN: 1878-8750.
- [21] S.V. Pislaru *et al.* "Magnetically Targeted Endothelial Cell Localization in Stented Vessels". J. Am. Coll. Cardiol. Vol. 48 N° 9, pp. 1839-1845. 2006. ISSN: 0735-1097.
- [22] J.J. Connell, P.S. Patrick, Y. Yu, M.F. Lythgoe, and T.L. Kalber. "Advanced cell therapies: targeting, tracking and actuation of cells with magnetic particles". Regen. Med. Vol. 10 N° 6, pp. 757-772. Sep., 2015. ISSN: 1746-076X.
- [23] B. Polyak *et al.* "High field gradient targeting of magnetic nanoparticle-loaded endothelial cells to the surfaces of steel stents". Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A. Vol. 105 N° 2, pp. 698-703. Jan. 2008. ISSN: 1091-6490.
- [24] J.-J. Chiu *et al.* "Analysis of the effect of disturbed flow on monocytic adhesion to endothelial cells". J. Biomech. Vol. 36 N° 12, pp. 1883-1895. 2003. ISSN: 0021-9290.
- [25] H.P. Wendel, M. Avci-Adali, and G. Ziemer. "Endothelial progenitor cell capture stents - hype or hope?". 2010.
- [26] M. Avci-Adali, G. Ziemer and H.P. Wendel. "Induction of EPC homing on biofunctionalized vascular grafts for rapid in vivo self-endothelialization - A review of current strategies". Biotechnol. Adv. Vol. 28 N° 1, pp. 119-129. 2010. ISSN: 0734-9750.
- [27] T. Paus, D. Collins, A. Evans, G. Leonard, B. Pike, and A. Zijdenbos. "Maturation of white matter in the human brain: a review of magnetic resonance studies". Brain Res. Bull. Vol. 54 N° 3, pp. 255-266. Feb., 2001. ISSN: 0361-9230.
- [28] J. Overweg. "MRI main field magnets". In ISMRM 2006 Philips Research Europe. 2006.
- [29] Massachusetts Institute of Technology. "Sources of Magnetic Fields". Lecture Notes. 2005.
- [30] S. Sharma, U. Singh, and V. K. Katiyar. "Magnetic field effect on flow parameters of blood along with magnetic particles in a cylindrical tube". J. Magn. Magn. Mater. Vol. 377, pp. 395-401. 2015. ISSN: 0304-8853.
- [31] S. Majee and G. C. Shit. "Numerical investigation of MHD flow of blood and heat transfer in a stenosed arterial segment". J. Magn. Magn. Mater. Vol. 424, pp. 137-147. 2017. ISSN: 0304-8853.
- [32] S. Rashidi, J.A. Esfahani, and M. Maskaniyan. "Applications of magnetohydrodynamics in biological systems-a review on the numerical studies". J. Magn. Magn. Mater. Vol. 439, pp. 358-372. 2017. ISSN: 0304-8853.
- [33] B. Chung and J. R. Cebal. "CFD for Evaluation and Treatment Planning of Aneurysms: Review of Proposed Clinical Uses and Their Challenges". Ann. Biomed. Eng. Vol. 43 N° 1, pp. 122-138. Jan. 2015. ISSN: 0090-6964.
- [34] P. Bouillot *et al.* "Computational fluid dynamics with stents: quantitative comparison with particle image velocimetry for three commercial off the shelf intracranial stents". J. Neurointerv. Surg. Vol. 8 N° 3, pp. 309-15. Mar. 2016. ISSN: 1759-8478.
- [35] M.A. Ostrowski *et al.* "Microvascular Endothelial Cells Migrate Upstream and Align Against the Shear Stress Field Created by Impinging Flow". Biophys. J. Vol. 106 N° 2, pp. 366-74. 2014. ISSN: 0006-3495.
- [36] E. Carenza *et al.* "In vitro angiogenic performance and in vivo brain targeting of magnetized endothelial progenitor cells for neurorepair therapies". Nanomedicine Nanotechnology. Biol. Med. Vol. 10 N° 1, pp. 225-234. Jan. 2014. ISSN: 1549-9642.
- [37] J. Xu *et al.* "Combined Effects of Flow Diverting Strategies and Parent Artery Curvature on Aneurysmal Hemodynamics: A CFD Study". PLoS One. Vol. 10 N° 9, p. e0138648. Sep. 2015. ISSN: 1932-6203.
- [38] A. Valencia, H. Morales, R. Rivera, E. Bravo, and M. Galvez. "Blood flow dynamics in patient-specific cerebral aneurysm models: the relationship between wall shear stress and aneurysm area index". Med. Eng. Phys. Vol. 30 N° 3, pp. 329-40. Apr. 2008. ISSN: 1350-4533.

- [39] E. Lopez Ramirez. "Numerical Investigation of Blood Flow in Stented Intracranial Aneurysms Models". Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU). 2011.
- [40] ANSYS Inc. "ANSYS® Academic Research Mechanical". ANSYS, Inc. Private communications. 2018.
- [41] S.M. Blinder. "Quantum Chemistry". N° 3. Michigan, pp. 1-12. 2002.
- [42] ANSYS Inc. "ANSYS Fluent Magnetohydrodynamics (MHD) Module Manual" ANSYS, Inc., 2013. URL: <http://www.afs.enea.it/project/neptunius/docs/fluent/html/mhd/node11.htm#sec-magnetic-induction>. Accessed: 24-Feb-2018.
- [43] S. Bose and M. Banerjee. "Magnetic particle capture for biomagnetic fluid flow in stenosed aortic bifurcation considering particle-fluid coupling". J. Magn. Magn. Mater. Vol. 385, pp. 32-46. 2015. ISSN: 0304-8853.
- [44] H. Alimohamadi, M. Imani, and M. Shojaeizadeh. "Computational analysis of pulsatile biofluid in a locally expanded vessel under the action of magnetic field". Adv. Appl. Sci. Res. Vol. 4 N° 6, pp. 96-103. 2013. ISSN: 0976-8610.
- [45] A. Hasanzade. "Numerical Study on the Magnetic fluid Delivering through a Non-Newtonian Viscoplastic Blood Flow". Int. J. Adv. Res. Sci. Eng. Technol. Vol. 2 N° 3, pp. 550-556. 2015. ISSN: 0976-8610.
- [46] V.L. Rayz *et al.* "Flow Residence Time and Regions of Intraluminal Thrombus Deposition in Intracranial Aneurysms". Ann. Biomed. Eng. Vol. 38 N° 10, pp. 3058-3069. Oct. 2010. ISSN: 0090-6964.
- [47] L. Boldock. "The Influence of Stent Geometry on Haemodynamics and Endothelialisation". The University of Sheffield. 2017.