



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL AREA
MECANICA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

SIMULACIÓN CON GEOMETRÍA SIMPLIFICADA 2D, DEL FLUJO EN UNA BOMBA DE DESPLAZAMIENTO POSITIVO PARA SANGRE

José Di Paolo^{*1}, Jordán Insfrán², Exequiel Fries³, Diego Campana⁴, Marcelo Berli⁵ y Sebastián Ubal⁶

^{1, 2, 3, 4, 5, 6} Grupo Biomecánica Computacional
Facultad de Ingeniería – Universidad Nacional de Entre Ríos
Ruta Prov. 11, km 10, 3100 Oro Verde, Pcia. de Entre Ríos, Argentina
e-mail: jdipaolo@bioingenieria.edu.ar

RESUMEN

Una alternativa tecnológica para el tratamiento de la insuficiencia cardíaca es el soporte circulatorio mecánico a corto plazo, tanto para los pacientes en espera de un trasplante como los pacientes que necesitan apoyo circulatorio por un período determinado.

Las bombas de desplazamiento positivo pulsátiles, son generalmente grandes cuando la sangre se impulsa a frecuencia fisiológica (1 Hz), siendo utilizadas sólo en forma extracorpórea. No obstante, si el dispositivo se diseñase para suministrar sangre a mayores frecuencias que la fisiológica, su tamaño sería más pequeño y podría ser totalmente implantable.

En este trabajo se presenta un estudio preliminar de una nueva bomba pulsátil que funcione a una frecuencia mayor a la fisiológica. La bomba consta de un pistón impulsor de doble efecto, con cuatro válvulas, dos en la entrada y dos en la salida que abren y cierran con velocidades impuestas. El estudio se realiza simulando la interacción fluido-estructura entre un flujo de sangre y el pistón que se mueve con una velocidad periódica también impuesta. La simulación se realiza con un software de elementos finitos llamado COMSOL Multiphysics 4.4 para resolver el flujo en una geometría simplificada 2D, para determinar las zonas de altas velocidades y elevadas tensiones de corte que pueden causar hemólisis y trombogénesis.

Los resultados, para un dispositivo que impulsaría 5,0 l / min a 111 mm Hg y 4,25 Hz, muestran que las tensiones de corte son inferiores a los límites de resistencia de los glóbulos rojos y las velocidades máximas son inferiores a las velocidades máximas del flujo en bombas axiales. Los vórtices en el flujo tienen una vida media muy corta como para inducir la formación de trombos.

La bomba pulsátil a frecuencias no fisiológicas se prevé factible, con características de baja hemólisis y baja trombogénesis. Los resultados alientan mayores investigaciones en geometrías 3D.

Palabras Claves: bombas pulsátiles, flujo sanguíneo, interacción fluido estructura, método de elementos finitos



1. INTRODUCCIÓN

La enfermedad cardiovascular (ECV) es una causa importante de morbilidad y mortalidad en países occidentales, y un importante problema de salud pública en la mayoría de las naciones industrializadas. Desde comienzos de 1900, la ECV ha sido el principal motivo de muerte en los países occidentales [1]. Cuando las terapias farmacológicas y quirúrgicas no son suficientes, la alternativa terapéutica es la sustitución cardíaca o el implante de un corazón artificial. La sustitución cardíaca es un tratamiento adecuado para la insuficiencia cardíaca congestiva (ICC) avanzada, sin embargo, tiene limitaciones importantes relacionadas con la escasés de donantes, la selección de los pacientes, la ablación y la relación costo-beneficio.

Con el fin de superar estas limitaciones, desde hace más de una década, se están desarrollando bombas de sangre de flujo axial que pueden miniaturizarse e implantarse. Estos dispositivos son muy simples, con pocas piezas móviles, una pequeña superficie en contacto con la sangre y sin válvulas, por lo que no son oclusivos. Sin embargo, someten a la sangre a altas velocidades y elevados esfuerzos cortantes en regiones de circulación estrechas, lo que puede causar hemólisis (destrucción de glóbulos rojos) y agregación plaquetaria. Por otro lado, el flujo continuo no es fisiológico y por esta razón, pueden provocar el desarrollo de otras patologías cardiovasculares. Al no requerirse válvulas en el sistema, una falla mecánica es equivalente a una grave insuficiencia aórtica. Un esquema básico de un dispositivo de asistencia ventricular implantable se muestra en la figura 1.

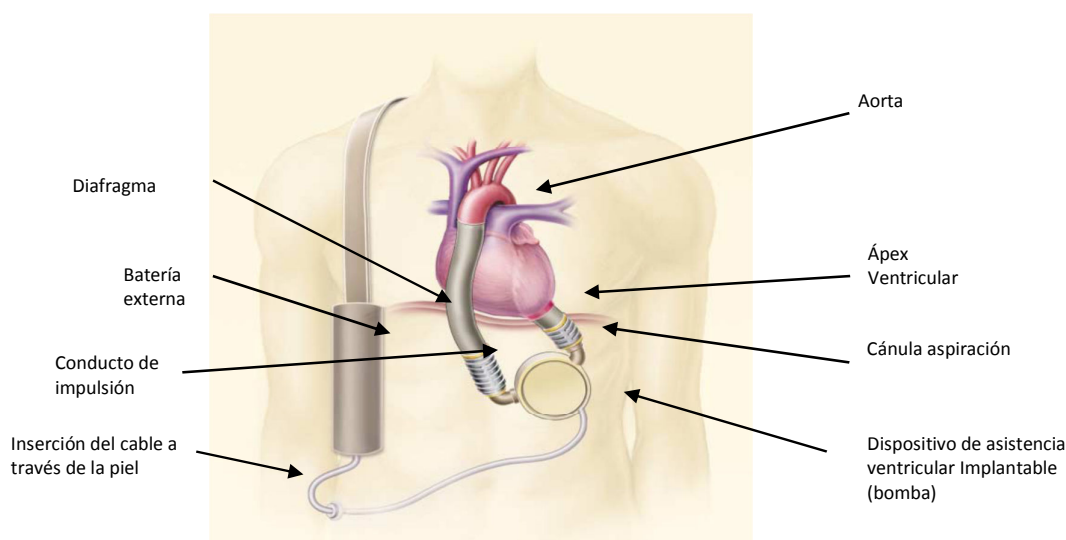


Figura 1: Esquema de implantación de un dispositivo de asistencia ventricular (tomado de Daniel J. et al., *Implantable Left Ventricular Assist Devices, The New England Journal of Medicine, Review Article, November 19, 1998*)



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

En este trabajo se analiza la interacción fluido-estructura (IFE) entre el flujo sanguíneo y una bomba de asistencia ventricular implantable (BAVI). El mecanismo es de doble efecto con un pistón que se mueve dentro de una cámara con una velocidad periódica conocida y posee cuatro válvulas: dos de aspiración y dos de impulsión [2, 3, 4]. A través de la simulación por medio del software de método de elementos finitos COMSOL Multiphysics 4.4, se resuelve el flujo en una geometría plana preliminar para determinar las regiones de alta velocidad y esfuerzos de corte elevado que podrían promover hemólisis y agregación plaquetaria. El cierre y la apertura de las válvulas se modelan por condiciones de frontera de no deslizamiento sobre superficies sólidas móviles a velocidades impuestas.

2. MODELO FÍSICO

Las BAVI pulsátiles requieren ser de doble efecto para reducir su tamaño y evitar las regiones donde la sangre puede quedar atrapada y producir coagulación e infecciones. El mecanismo de doble efecto ha sido utilizado por empresas productoras de BAVIs en la forma de impulsión por deformación de cámaras elásticas en las cuales, un pistón impulsado magnéticamente comprime una cámara a la vez que distiende otra que se va llenando para la impulsión en el próximo hem ciclo [3]. El problema analizado en el presente trabajo se inspira en un futuro diseño de la bomba, en el cual un pistón de doble efecto actúa en contacto directo con la sangre dentro de dos cámaras de geometría cilíndrica. Este pistón levitará magnéticamente sin contacto alguno con las paredes de las cámaras y se impulsará por un motor eléctrico lineal. Como el pistón es de doble efecto, impulsará sangre en una de las cámaras mientras que en la otra la succionará, por lo tanto, en cada momento, habrá dos válvulas abiertas y dos válvulas cerradas.

La Figura 2 muestra el esquema de una BAVI pulsátil de doble efecto en una geometría indefinida en la tercera dimensión (la geometría es plana o 2D); se observan las cuatro válvulas y el huelgo entre el pistón y la pared de las cámaras (fuera de escala para una mejor comprensión). Este huelgo permite reducir la fricción, el consumo de energía y el desgaste, debido a que posibilita un reflujo alternativo de la cámara de impulsión a la cámara de aspiración. Tanto el tamaño óptimo como la mejor forma de pistón son cuestiones que serán explorados en otra oportunidad.

Las dimensiones establecidas en la figura 2 corresponden a un dispositivo que funciona en una frecuencia superior a la fisiológica, es decir, mayor a 1 Hz, para lograr que el mecanismo sea de tamaño implantable; por esta razón la frecuencia de bombeo puede estar comprendida entre 3 a 6 Hz. Las válvulas de la figura 2 deben abrirse y cerrarse con una determinada velocidad, a la misma frecuencia de todo el dispositivo, por lo que deben ser electromecánicas. Las válvulas



se abren y cierran variando así la zona paso del flujo sanguíneo, y su diseño es una dirección futura de esta investigación.

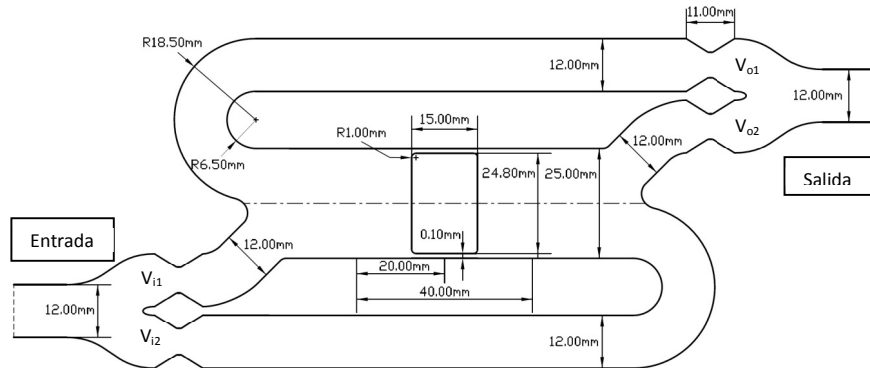


Figura 2: Geometría dimensional de un dispositivo pulsátil de doble efecto, en configuración plana, para su análisis preliminar.

3. MODELO EN ECUACIONES

El análisis preliminar que se presenta en este trabajo, consta de la simulación de la IFE entre un fluido impulsado alternativamente -sangre- y la estructura del impulsor, que posee una parte móvil de velocidad conocida y válvulas que actúan con sincronía para producir la impulsión en una cámara y la admisión en la otra. El problema planteado es un clásico ejemplo de frontera móvil y condiciones de contorno dependientes del tiempo; la geometría considerada es plana y los efectos gravitatorios se desprecian.

Dada la naturaleza del trabajo preliminar, el fluido se supone como Newtoniano e incompresible en flujo laminar. Cuando la sangre fluye por arterias pequeñas y medianas, es decir, con velocidad igual o superior a 50 ml/min, la aproximación de fluido Newtoniano es correcta [5]. El modelo de flujo está construido por la ecuación Navier-Stokes (Eq. 1) y la ecuación de continuidad (Eq. 2), mientras que la interacción fluido-estructura se encuentra caracterizada por las condiciones de borde en la frontera móvil.

$$\left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u}\right) = \rho \mathbf{g} - \nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{u} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

ρ y μ son la densidad y la viscosidad del líquido, p es la presión, \mathbf{u} la velocidad, t el tiempo y \mathbf{g} la aceleración de la gravedad.

A pesar de que, desde un punto de vista idealizado, tanto el cierre como la apertura de las válvulas podrían ser modelados como instantáneos, ningún fenómeno mecánico puede



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL AREA
MECANICA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

funcionar de esta forma, ya que las fuerzas y energías empleadas serían muy grandes en un dispositivo en el que la energía debe ser minimizada. Sin embargo, debido a que este análisis es preliminar y el interés principal es el comportamiento de los fluidos, las válvulas fueron consideradas como ideales, es decir, que son capaces de pasar del estado total cerrado al total abierto y viceversa en un instante de tiempo muy pequeño.

Las condiciones de contorno para el flujo de entrada y salida serán de tracción normal con presión referencia: presión nula en el flujo de entrada y presión correspondiente a un corazón sano (del orden de 100 mmHg) en la salida de flujo. Por otro lado, las condiciones de frontera para partes tanto fijas como móviles de la bomba, serán de no deslizamiento.

$$\mathbf{u} = 0 \quad (\text{paredes fijas})$$

$$\mathbf{u} = u_w \mathbf{i} \quad (\text{paredes del pistón}) \quad (3)$$

El movimiento del émbolo se supone armónico, por lo que su posición y velocidad se expresan como:

$$x = A \cos(2\pi ft) \quad (4)$$

$$u_w = -2 \pi f A \sin(2\pi ft), \quad (5)$$

donde A es la amplitud del movimiento del pistón y f su frecuencia.

Adicionalmente, las válvulas son paredes móviles, donde la condición de no deslizamiento se establece en términos de sus velocidades. $v_{pared\ sup}$ es la velocidad de la pared superior de la válvula y se define como:

$$v_{pared\ sup} = \begin{cases} Y_{valvula\ ef} * f_1(t) & \text{si } \cos(2\pi ft) > 0 \\ -Y_{valvula\ ef} * f_1(t) & \text{si } \cos(2\pi ft) \leq 0 \end{cases} \quad (6)$$

$$\text{donde } f_1(t) = \frac{60e^{-60 \sin(2\pi ft)}}{(1+e^{-60 \sin(2\pi ft)})^2}$$

$v_{pared\ inf}$ es la velocidad de la pared inferior de la válvula, y se define como:

$$v_{pared\ inf} = -v_{pared\ sup} \quad (7)$$

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A pesar de la complejidad del problema, puede resolverse por medio de un software comercial estándar. Este es el caso del COMSOL Multiphysics versión 4.4, que se ha utilizado en el presente trabajo. A pesar de que el software tiene la capacidad de simular flujos 3D, en este



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL AREA
MECANICA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

trabajo preliminar se decidió hacer simulaciones 2D en una geometría plana con el objetivo de obtener un conocimiento general del rendimiento de un dispositivo pulsátil impulsor como el indicado en la figura 2, con bajo costo computacional, para así lograr la rápida información de los resultados tendientes a lograr los parámetros y la geometría óptimos para el diseño final. El caso analizado corresponde a un dispositivo con: $f = 4,25$ Hz, amplitud máxima de pistón de $A = 20$ mm, presión de succión $p_{suc} = 0$ Pa, una presión de carga $p_{head} = 15$ kPa (111 mm Hg) y los valores de parámetros del fluido han sido: densidad (ρ) de $1,035 \times 10^3$ kg/m³ y viscosidad (μ) de $3,50 \times 10^{-3}$ Pa s [5].

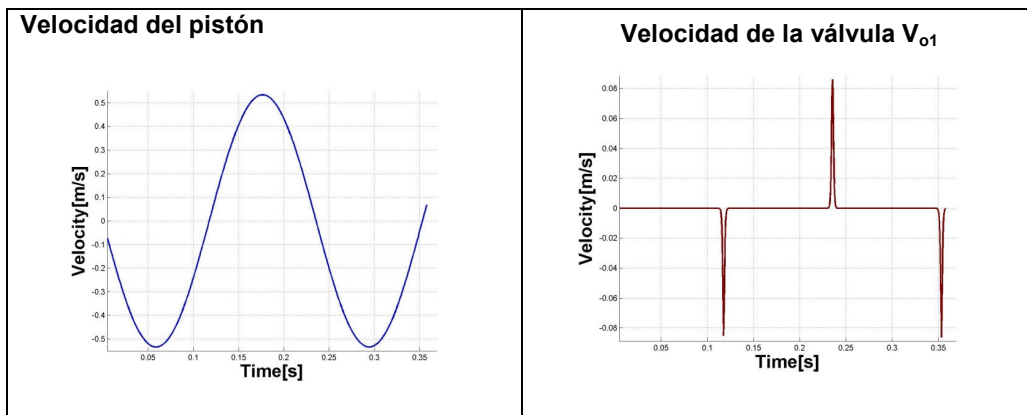


Figura 3: Pistón y válvula Vo1. Velocidades en un período específico de tiempo.

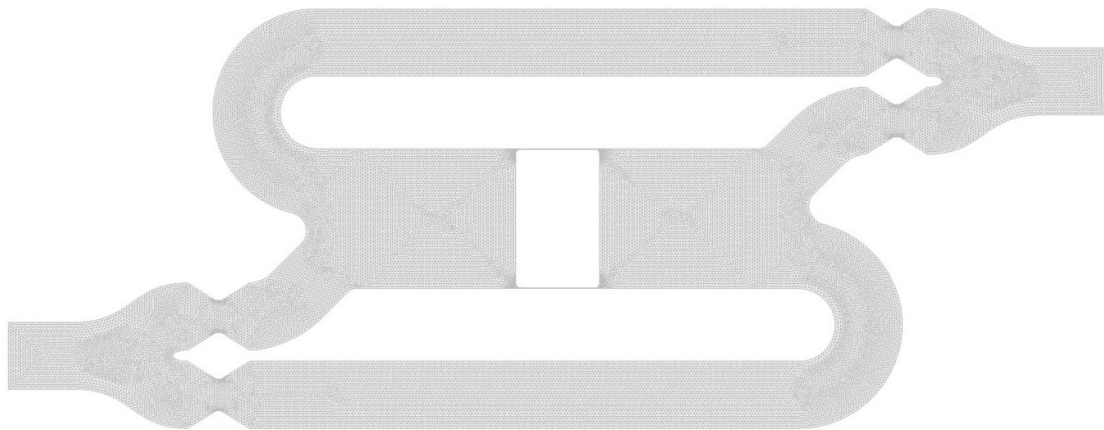


Figura 4: Malla utilizada para la simulación, de forma triangular con elementos P2-P3. Las zonas más oscuras corresponden a las zonas de refinamiento.

Si bien el software dispone de diversos módulos, se ha utilizado el módulo de Mecánica de Fluidos, que tiene la capacidad de administrar fronteras móviles y condiciones de contorno dependientes del tiempo. Se utiliza una malla no estructurada de triángulos tipo P2-P3 (polinomios de segundo y tercer orden). Los elementos de la malla son 69.296 y el grado total



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL AREA
MECANICA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

de libertad es 604.531. Estos valores fueron elegidos porque mallas más refinadas no producen mejores resultados.

La figura 4 muestra el dominio mallado que resulta del uso de la herramienta de generación de mallas de COMSOL. En esta herramienta los siguientes tamaños máximos del elementos (en metros) son seleccionados para distintas regiones del dominio: 0,00005 m para zonas pertenecientes al huelgo, 0,0002 para las extremidades de las válvulas y 0,00055 m para otras zonas. El software posee la capacidad de resolver simultáneamente los flujos en todas las regiones del dominio.

El modelo se resuelve para las variables u , v y p por medio de un sistema monolítico, con un integrador temporal de orden variable y un paso de tiempo adaptativo de 0,001 s como valor máximo. Se utilizó el resolvidor UMFPACK de COMSOL para resolver el sistema de ecuaciones algebraico de lazo de Newton. Para una ejecución estándar de 1,73 ciclos, el tiempo de computación de 263 minutos (4 h 23 min) en una computadora personal con las siguientes características: 4 GB de memoria RAM, 1 GB de memoria GRAM, CPU AMD Phenom II X4 de 3.4 GHz y un disco duro de 1 TB. Si bien se ha resuelto 1,73 ciclos, para el posprocesamiento se ha desestimado el primer semiciclo, ya que corresponde a fenómenos transitorios debido a que las variables se inicializan con ceros. Asimismo, el último cuarto del ciclo no se utiliza, debido a que allí aparecen problemas de convergencia, posiblemente por la multiplicación de errores numéricos.

La Figura 5 muestra en esquemas de colores las variaciones del módulo del vector velocidad en diferentes regiones del dispositivo, para 8 instantes del ciclo completo. Los vórtices se observan claramente, pero muchos de estos son debidos a recirculaciones a velocidades relativamente bajas. Por ejemplo, los vórtices sucesivos que aparecen en los momentos correspondientes a las celdas 1-4 son producto de recirculación en la fase de aspiración de la cámara 1, cuando la curva de salida está cerrada y el flujo de entrada en la válvula V_{11} genera una succión débil. Para los instantes correspondientes a las celdas de 1 y 4 (también 5 y 8), hay un pequeño reflujo porque las válvulas se encuentran conmutando de abierto a cerrado y viceversa.

Los valores máximos de las velocidades en el dispositivo son inferiores a 3,04 m/s, lo cual es un hecho importante si estos valores se comparan con los 8,00 m/s que la sangre adquiere en dispositivos de asistencia ventricular axiales. Velocidades más altas significan mayor esfuerzo cortante cerca de las piezas fijas del dispositivo, por lo tanto es de esperar que la configuración analizada en este trabajo sea menos perjudicial para la sangre.

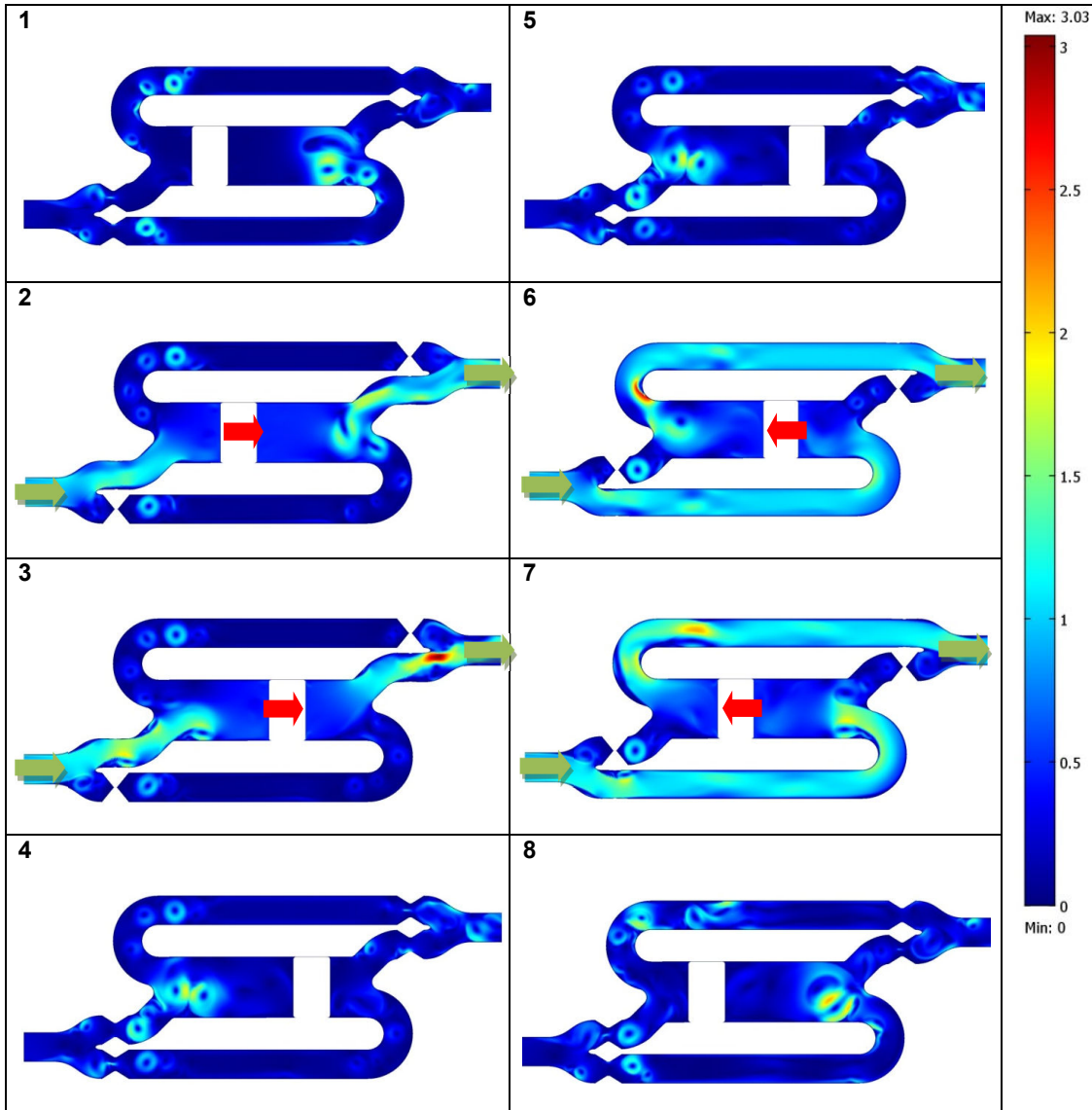


Figura 5: Combinación de colores para mostrar las variaciones en el módulo del vector velocidad (en m/s) correspondiente 8 instantes de un ciclo completo. Las velocidades máximas son alrededor de un tercio de las velocidades máximas dentro de la rotación.

Para calcular el caudal medio temporal, se ha utilizado la expresión:

$$q_m = \frac{1}{N \cdot T} \int_{t_i}^{t_i + N \cdot T} q(t) dt \quad (8)$$

donde N es el número de ciclos simulados para la bomba. Si tenemos en cuenta que el primer hemicycle corresponde a un fenómeno transitorio de la bomba en funcionamiento, entonces, éste no se considera para el cálculo de caudal medio. Por lo tanto, el valor de t_i se establece como $T/2$ y $N=1$.



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL AREA
MECANICA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI

Debido a la incompresibilidad del fluido, los caudales de entrada y salida de la bomba deben ser iguales. Las comparaciones entre ellos indican que el error relativo es del orden de 10^{-5} , considerándolo un buen indicador de la correcta resolución de la ecuación.

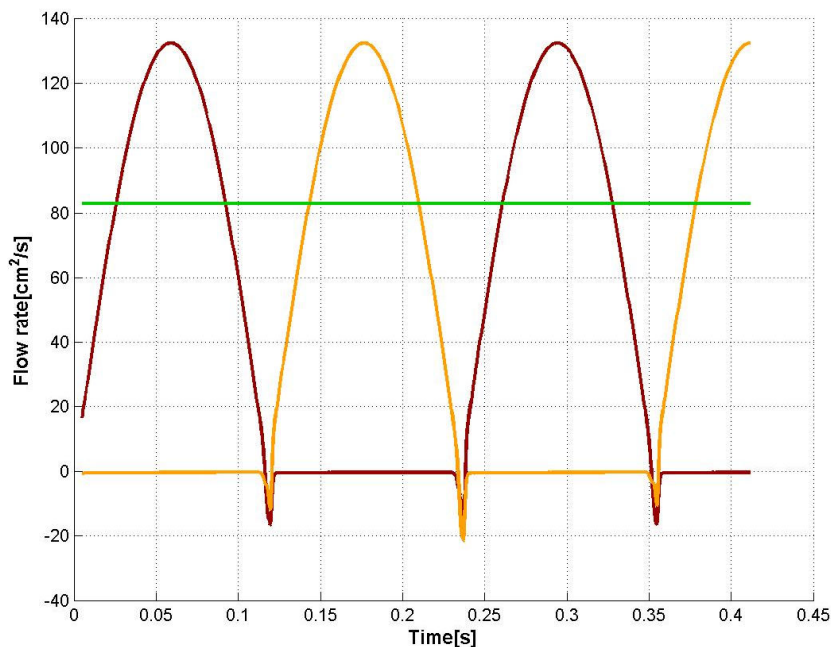


Figura 6: Tasa de flujo pulsátil de salida para el dispositivo analizado. La tasa de flujo promedio temporal será de 5 l/min si el pistón tiene 1 cm de ancho, es decir, el complemento para el corazón con insuficiencia fisiológica para lograr el caudal basal metabólico.

El pistón debe moverse ejerciendo una fuerza sobre el líquido, de sentido contrario a la que el líquido realiza sobre él, la primera puede ser calculada integrando vectorialmente el vector de tensiones en la superficie del pistón. Sin duda, la fuerza será dependiente del tiempo, cíclica y se generará electromagnéticamente por interacción entre pistón y un motor lineal.

Por otro lado, el trabajo por unidad de tiempo que el pistón realiza sobre el líquido, que será una parte de la energía suministrada por el motor (otra parte importante de la energía es necesaria para acelerar y desacelerar el pistón), se obtiene realizando el producto entre la fuerza y velocidad en la dirección axial. La Figura 7 muestra el trabajo por unidad de tiempo para la simulación de 1,73 ciclos, puede verse que hay una mayor necesidad de potencia en el primer y tercer hemiciclos, debido a las curvas en los conductos de entrada y de salida que se activan en dichos lapsos de tiempo. Para un pistón de 1 cm de ancho, el valor medio de potencia es de 1,37 W/cm.

Por razones de espacio, no se muestran otros múltiples resultados relacionados con las variaciones de presión en las cámaras de succión e impulsión, los esfuerzos cortantes



máximos en diferentes regiones de la BAVI [6] y los flujos de retroceso debido a los huelgos entre el pistón y la carcasa de la bomba. En todos los casos los resultados son alentadores para futuros análisis, ya que predicen condiciones de flujo consistentes con baja hemólisis y baja trombogenicidad.

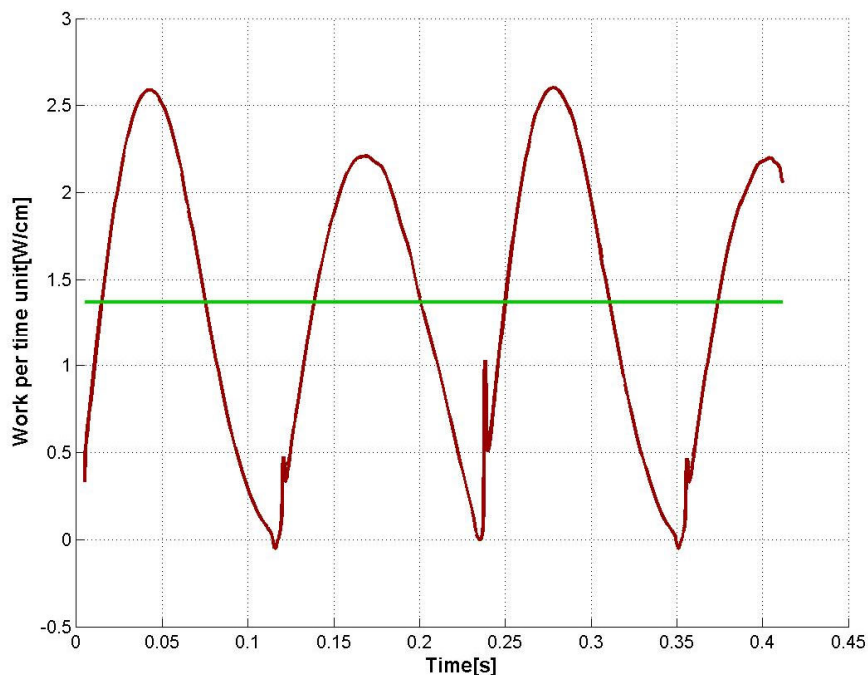


Figura 7: El trabajo por unidad de tiempo realizado por el pistón sobre el fluido. La diferencia en los sucesivos hemisiclos se produce como consecuencia de la mayor energía exigida por las curvas de entrada y salida. El valor medio temporal, 1,37 W/cm es representado en color verde.

5. CONCLUSIONES

Se ha mostrado un primer análisis computacional de un nuevo dispositivo implantable de asistencia ventricular, para ser usado en pacientes con insuficiencia cardiaca terminal. El dispositivo está inspirado en un mecanismo pulsátil de doble efecto para impulsar la sangre a una frecuencia superior a la fisiológica; el elemento de bombeo es un pistón que no tiene contacto alguno ni con las piezas ni con las paredes del dispositivo y puede ser comandado por medio de un motor lineal. El dispositivo no es simétrico, posee dos tubos de aspiración y dos tubos de impulsión, el pistón define dos cámaras que, alternativamente, producen aspiración e impulsión. Cada rama de aspiración tiene una válvula que abre y cierra el paso, trabajando en sentido transversal al flujo. Lo mismo ocurre en las ramas de entrada y salida. La simulación se ha realizado suponiendo flujo laminar, Newtoniano e incompresible, en una



IV CAIM 2014

Cuarto Congreso Argentino de Ingeniería Mecánica



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL NORDESTE
FACULTAD DE INGENIERÍA
Resistencia Chaco - Rep. Argentina

FORO
DOCENTE
DEL ÁREA
MECÁNICA
DE LAS
INGENIERÍAS

FoDAMI

configuración plana para permitir un modelo 2D, es decir, infinito en la tercera dirección coordenada. La ecuación del modelo se resuelve por medio de un software comercial denominado COMSOL Multiphysics versión 4.4, ejecutado en una computadora de arquitectura estándar.

Los vórtices en diferentes regiones de las dos cámaras son perjudiciales para la sangre. Sin embargo, sus bajas velocidades, y su corta vida debido a la pulsatilidad del mecanismo que los produce y destruye con rapidez, minimizando así el riesgo de trombosis.

Los resultados resultan alentadores, porque muestran una interacción fluido-estructura que podría causar un estrés menor al límite de resistencia de las partículas sanguíneas, principalmente los glóbulos rojos; por lo tanto, se considera que el dispositivo podría producir bajas tasas de hemólisis. Además, los valores tanto de las fuerzas impulsoras como de la potencia hacen previsible su suministro por medio de interacciones electromagnéticas.

6. REFERENCIAS

- [1] American Heart Association: 2002 Heart and Stroke Statistical Update. Available at <http://www.americanheart.org>. Accessed April 2002.
- [2] Malchesky PS, Artificial Organs 2008: A year in review, *Artificial Organs*, 33 (3): 273-295, 2009.
- [3] Robbins RC, Kown MH, Portner PM, Oyer PE, The totally implantable Novacor left ventricular assist system, *Ann Thorac Surg*, 1:S162-5, 2001.
- [4] Bluestein D, Chandran KB and Manning KB, Towards Non-thrombogenic Performance of Blood Recirculating Devices, *Ann Biom Engn*, Feb. 2010.
- [5] Di Paolo J, Filipowicz G, Ubal S y Campana D, Influencia del radio del catéter angioplástico sobre la caída de presión transestenótica en arterias coronarias. Análisis numérico, *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, Vol 22, Num. 3, septiembre 2006.
- [6] Girdhar G and Bluestein D, Biological effects of dynamic shear stress in cardiovascular pathologies and devices, *Expert Rev Med Devices*, March; 5 (2): 167–181, 2008.

Agradecimientos

Los autores de este trabajo agradecen el apoyo recibido desde la Universidad Nacional de Entre Ríos, a través de la Facultad de Ingeniería y el PID 6123 denominado "Investigación y Desarrollo de un Dispositivo de Impulsión Sanguínea Pulsátil a Frecuencias no Fisiológicas".