

## ANÁLISIS COMPUTACIONAL PRELIMINAR PARA EL DESARROLLO DE UN MECANISMO PULSÁTIL DE IMPULSIÓN SANGUÍNEA A FRECUENCIAS NO FISIOLÓGICAS

**José Di Paolo, Diego M. Campana, Marcelo E. Berli, Exequiel R. Fries y  
Jordán F. Insfrán**

*Grupo Biomecánica Computacional (GBC), Facultad de Ingeniería – UNER, Ruta 11, km 10,  
3100 Oro Verde, Entre Ríos, Argentina, [jdipaolo@bioingenieria.edu.ar](mailto:jdipaolo@bioingenieria.edu.ar),  
<http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/biomecompu>*

**Palabras clave:** flujo sanguíneo, bombas pulsátiles, interacción fluido-estructura, elementos finitos

**Resumen.** La enfermedad cardiovascular (ECV) es la principal causa de morbilidad y mortalidad en los países occidentales y un problema de salud pública significativo en la mayoría de las naciones industrializadas. Si bien existen tratamientos para reducir los efectos de esta enfermedad frecuentemente a largo plazo la ECV deriva en insuficiencia cardíaca congestiva (ICC).

Cuando se agotan las terapias farmacológicas y quirúrgicas, la alternativa terapéutica es el trasplante cuyo principal inconveniente es la ausencia de donantes. Una alternativa tecnológica al trasplante a corto plazo es el soporte circulatorio mecánico temporal tanto para pacientes que aguardan el trasplante como para otros que necesitan soporte circulatorio por un periodo determinado. Desde hace más de una década se están desarrollando bombas sanguíneas de flujo axial de pequeño tamaño que hacen posible su implantación en el organismo del paciente. Estos dispositivos tienen un diseño simple, con pocas partes móviles, pequeña superficie de contacto con la sangre y además no poseen válvulas por lo cual no son oclusivos. Su fácil inserción facilita también la explantación. Por otra parte, el flujo al ser continuo no es fisiológico y ello podría devenir en nuevas patologías cardiovasculares. El hecho de no requerir válvulas en el sistema hace que una falla mecánica sea equivalente a una insuficiencia aórtica severa.

Por otra parte, las bombas pulsátiles son en general de gran tamaño cuando impulsan con frecuencia fisiológica (1 Hz), lo que genera dificultades de implantación, no obstante si los dispositivos se diseñan para suministro de flujo de sangre a mayor frecuencia, esto redundará en tamaños más reducidos: podrían ser totalmente implantables, de bajo costo de fabricación y operación, suministrar un flujo más fisiológico y ser confiables y seguros.

En este trabajo se analiza la interacción fluido-estructura entre un flujo sanguíneo newtoniano y un émbolo impulsor que se mueve con velocidad periódica dentro de un diseño en estudio de bomba pulsátil. El mecanismo es de doble efecto y consta de cuatro válvulas: dos de aspiración y dos de impulsión. A través de la simulación mediante un software comercial basado en elementos finitos, se resuelve el flujo en una configuración preliminar plana para determinar zonas de altas velocidades y elevados esfuerzos cortantes que pueden provocar hemólisis y agregación plaquetaria. El cierre y apertura de válvulas se modela mediante condiciones de contorno de flujo normal nulo y tracciones normales con una presión de referencia, respectivamente, impuestas en forma débil. Por último, se determina la fuerza con la que debe impulsarse el émbolo para lograr el trabajo de bombeo para cada frecuencia, particularmente aquellas no fisiológicas (mayores a 1Hz).

## 1 INTRODUCCIÓN

La enfermedad cardiovascular (ECV) es la principal causa de morbilidad y mortalidad en los países occidentales y un problema de salud pública significativo en la mayoría de las naciones industrializadas. Desde 1900, la ECV ha sido la principal causa de muerte en Estados Unidos de América (American Heart Association, 2002) causando más de 950.000 muertes anuales.

Una forma cada vez más frecuente de ECV es la insuficiencia cardíaca congestiva (ICC). Las estadísticas de los EEUU indican que desde los '90 cerca de 5 millones de sus habitantes viven con ICC (Bethesda, 1996). Por esta razón más de cuarenta mil millones de dólares se gastan anualmente para el tratamiento de los pacientes utilizando distintas terapias desarrolladas en las dos últimas décadas. Aun así, la incidencia de la ICC aumentó en 145% entre los años de 1979 y 1999 por ejemplo. Cada año, la ICC es directamente responsable de 30.000 a 40.000 fallecimientos e, indirectamente, de otras 250.000 muertes. Se espera que estos números aumenten a medida que un mayor número de pacientes cardíacos sobrevive a los episodios iniciales aumentando las oportunidades de desarrollo de la ICC terminal.

El tratamiento de ICC avanzada puede ser dividido en farmacoterapia, cirugía cardíaca y sustitución cardíaca (Frazier, 1999). La farmacoterapia utiliza inotrópicos endovenosos y vasodilatadores para aliviar los síntomas de la ICC. Aunque se haya conseguido mejorar la calidad de vida de las personas afectadas con ICC, la mortalidad continúa elevada. La cirugía cardíaca incluye revascularización y cambio de válvulas. Ésta es capaz de aliviar los síntomas de isquemia y disfunción valvular, pero, en la mayoría de los casos, no desacelera la evolución de la enfermedad de base hasta la muerte.

Cuando se agotan las terapias farmacológicas y quirúrgicas, la alternativa terapéutica es la sustitución cardíaca, es decir, el trasplante cardíaco o el implante de un corazón artificial. El trasplante cardíaco es un tratamiento apropiado para la ICC avanzada, pero presenta sin embargo, importantes limitaciones relacionadas a la selección de pacientes, obtención y distribución del órgano y relación costo-beneficio.

Cada año, 25.000 pacientes con ICC terminal se someten a trasplantes cardíacos en Estados Unidos, mientras otros 4.000 aguardan en la fila de espera. En 2001, 458 personas que estaban en la lista de espera fallecieron mientras aguardaban un donante de corazón. En pacientes relativamente jóvenes (menores a 40 años de edad), el trasplante cardíaco no es muy promisorio en función de la expectativa de vida del corazón donado, que es de 10 años en promedio y de 20 años a lo sumo. El trasplante cardíaco también está asociado con el uso de terapia farmacológica continua, costosa y de por vida.

A fin de ayudar a vencer tales limitaciones, ingenieros y médicos vienen esforzándose desde hace más de cuatro décadas para desarrollar sistemas capaces de garantizar soporte circulatorio mecánico (SCM), temporal o permanentemente. Originalmente, dichos sistemas fueron creados para proporcionar soporte indefinidamente en vistas que otras formas de sustitución del corazón no eran posibles, no obstante este objetivo nunca se alcanzó. Más recientemente, el soporte circulatorio mecánico temporal se ha mostrado como una opción viable para pacientes con ICC que aguardan el trasplante cardíaco (Frazier, 2001) y para otros que, aún no siendo candidatos al trasplante, necesitan soporte circulatorio por un periodo determinado (Rose, 2001).

Estudios clínicos recientes muestran que, en algunos casos, la mejora de la función cardíaca es tal que permite la remoción del sistema de SCM, evitando el trasplante (Mueller, 1999; Frazier, 2001). Pero, para superar las fallas de la farmacoterapia, de la cirugía y aún del trasplante cardíaco, continúan los esfuerzos para desarrollar un corazón artificial capaz no sólo de salvar vidas de pacientes en estadios críticos de ICC, sino también permitirles retornar a una vida relativamente normal (Yosuke Abe, 2008).

En la actualidad y desde hace más de una década, se están desarrollando bombas de sangre de flujo axial que resolverían el problema del tamaño y harían posible su implantación en el organismo del paciente con insuficiencia cardíaca. Estos dispositivos tienen un diseño simple, con pocas partes móviles, pequeña superficie de contacto con la sangre y además no poseen válvulas por lo cual no son oclusivos. Su fácil inserción facilitaría también la explantación. No obstante, someten la sangre a altas velocidades de movimiento y elevados esfuerzos cortantes en zonas de estrechos canales de circulación que pueden provocar hemólisis (destrucción de glóbulos rojos) y agregación plaquetaria. Por otra parte, el flujo al ser continuo no es fisiológico y ello puede devenir en nuevas patologías cardiovasculares. El hecho de no requerir válvulas en el sistema hace que una falla mecánica sea equivalente a una insuficiencia aórtica severa.

Es posible que las ventajas de las bombas axiales, tales como el tamaño y el ahorro de energía, determine que se generalice su uso en la práctica clínica y que esto permita el estudio de las consecuencias crónicas de un flujo continuo (no pulsátil) en el cuerpo humano. El futuro de la investigación y el desarrollo deberá estar orientado a la disminución de los riesgos de formación de trombos, la hemólisis asociada al bombeo artificial de la sangre y al contacto de la misma con materiales ajenos al cuerpo. Un esquema básico de un dispositivo de asistencia ventricular implantable puede verse en la figura 1.

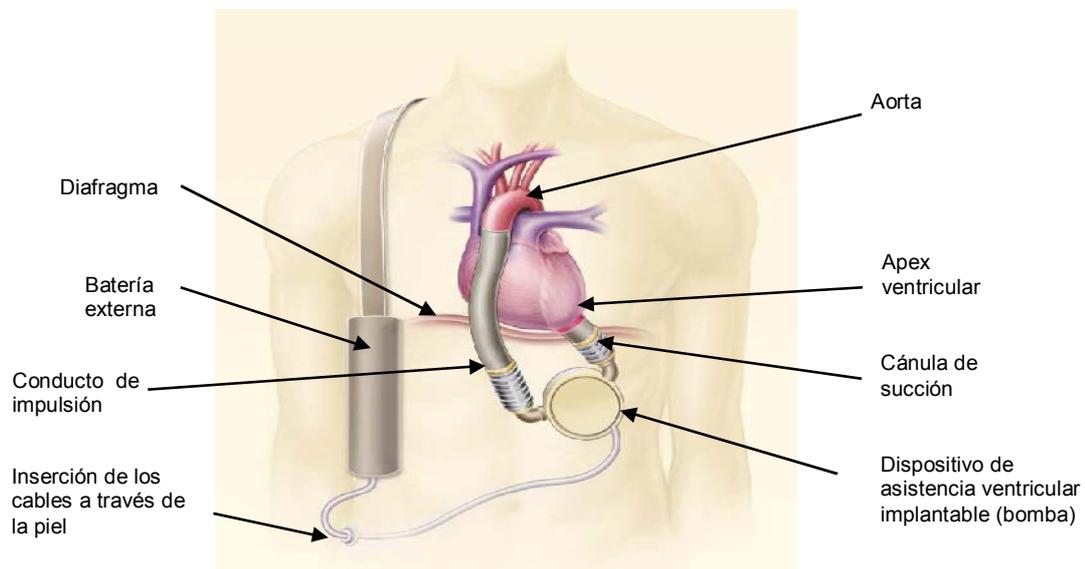


Figura 1: Esquema de implantación de un dispositivo de asistencia ventricular (esquema tomado de Daniel J. et al., Implantable Left Ventricular Assist Devices, The New England Journal of Medicine, Review Article, November 19, 1998)

Las bombas de asistencia ventricular implantables (BAVI) pulsátiles son en general de gran tamaño lo que genera dificultades de implantación, no obstante si los dispositivos se diseñan para un suministro de un flujo de sangre a mayor frecuencia, esto redundará en tamaños más reducidos: podrían ser totalmente implantables, de bajo costo de fabricación y operación, suministrar un flujo más parecido a uno fisiológico y ser confiables y seguros (Robbins, 2001).

Las formas y el principio de funcionamiento de las BAVI han ido cambiando y evolucionando en el tiempo para lograr diseños que permitan la implantación menos invasiva posible. En este sentido se partió de los sistemas análogos al corazón, es decir pulsátiles, lo que se constituye en la primera generación de estos dispositivos de sostenimiento de vida. Pasando luego por las bombas centrífugas, actualmente se producen y desarrollan bombas de tipo axial constituidas por rotores muy pequeños que pueden impulsar el caudal necesario de 5 l/min girando a velocidades de rotación cercanas a las 8.000 rpm en algunos casos. Las bombas rotativas tanto centrífugas como axiales, tuvieron en un comienzo los rotores sustentados por cojinetes en lo que se conoce como la segunda generación; estos eran proclives a fallas por desgaste y por ende al mal funcionamiento o parada del dispositivo. La tercera generación de las BAVI la constituyen las de tipo centrífugo y axial con los rotores sustentados totalmente por levitación magnética. Este principio de sustentación evita el contacto directo de los componentes minimizando el desgaste; claro está que la necesidad de electroimanes con este fin agrega complejidad y aumenta el consumo de energía (Bluestein, 2010).

En este trabajo se analiza la interacción fluido-estructura (IFE) entre un flujo sanguíneo newtoniano y un émbolo impulsor que se mueve dentro de una cámara con velocidad periódica conocida. El mecanismo es de doble efecto y consta de cuatro válvulas: dos de aspiración y dos de impulsión (Robbins, 2001; Malchesky, 2009). A través de la simulación mediante un software comercial basado en elementos finitos, se resuelve el flujo en una configuración preliminar plana para determinar zonas de altas velocidades y elevados esfuerzos cortantes que pueden provocar hemólisis y agregación plaquetaria. El cierre y apertura de válvulas se modela mediante condiciones de contorno de no deslizamiento y flujo libre de tracción respectivamente. Por último, se determina la fuerza con la que debe impulsarse el émbolo para lograr el trabajo de bombeo para una frecuencia no fisiológica (mayor a 1Hz).

## 2 MODELO FÍSICO

Las BAVI pulsátiles requieren ser de doble efecto para reducir su tamaño y evitar posibles zonas donde la sangre quede atrapada con el consiguiente riesgo de 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 o bolsa a la vez que distiende otra que se va llenando para la impulsión en el próximo hem ciclo (Robbins, 2001).

El problema que aquí se analiza se inspira en un futuro diseño de bomba en la que un émbolo de doble efecto se acciona directamente sobre la sangre en dos cámaras con geometría cilíndrica. Dicho émbolo levitará magnéticamente sin contacto directo con partes sólidas de las cámaras, y será impulsado alternativamente por un motor eléctrico lineal. Al ser de doble efecto, el émbolo estará impulsando sangre en una de las cámaras mientras que en la otra estará admitiéndola. Por lo tanto, en todo momento, habrá dos válvulas abiertas, una en cada cámara.

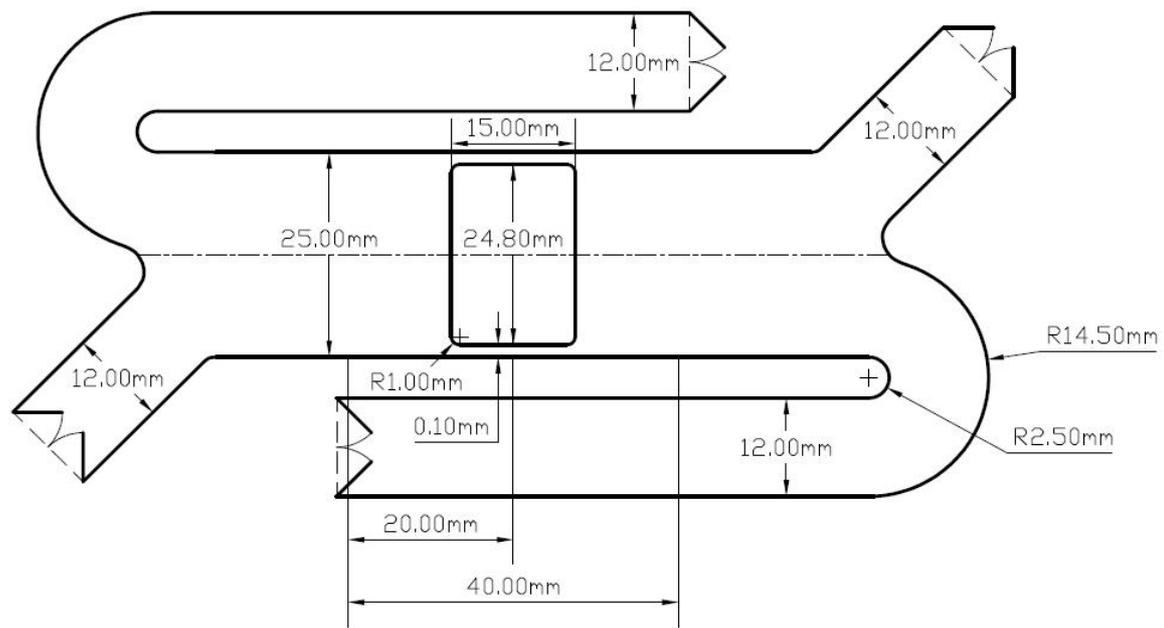


Figura 2: Geometría con dimensiones de un dispositivo de impulsión pulsátil de doble efecto en una configuración plana para su análisis preliminar

Dado que el flujo en el interior de las cámaras es tridimensional, su estudio requiere un importante esfuerzo computacional. Por ello, en este trabajo se realiza un análisis preliminar del flujo inducido por el mecanismo en una geometría plana a los fines de visualizar preliminar y económicamente el flujo en ambas cámaras. La figura 2 muestra el esquema de una BAVI pulsátil de doble efecto en una geometría plana (infinita en dimensión perpendicular al dibujo); se observan las cuatro válvulas y los huelgos entre el émbolo y las paredes de las cámaras (fuera de escala para una mejor comprensión). Dicho huelgo permite reducir la fricción, el consumo de energía y el desgaste en comparación con el contacto de tipo sólido-sólido porque su presencia posibilita un reflujo alternativo desde la cámara de impulsión a la cámara de llenado. Un análisis óptimo del valor del huelgo es parte del problema para la minimización del reflujo y los esfuerzos a los que queda sometida la sangre en dichos canales. Asimismo, la forma del émbolo merece un estudio particular ya que esta puede influenciar notablemente el flujo que induce por su movimiento, es decir, la rectitud, convexidad o concavidad de las superficies que lo delimitan deben ser parte del análisis. No obstante, estas dos cuestiones serán exploradas en otra oportunidad.

Las dimensiones establecidas en la figura 2 corresponden a un dispositivo que vaya a funcionar a frecuencias superiores a la fisiológica, es decir mayores a 1 Hz. Esta es la única posibilidad que existe para que un mecanismo pulsátil de impulsión sea de un tamaño que permita su implantación; para esto la frecuencia de bombeo deberá estar entre 3 y 6 Hz. Si bien las válvulas indicadas en la figura 2 son del tipo bivalvas que abren y cierran por diferencias de presión, éstas no podrán funcionar por dicho efecto a las frecuencias entre 3 y 6 Hz requeridas por el dispositivo. Por ello, las válvulas con que se deberá equipar el dispositivo pulsátil que aquí se propone, deberán funcionar comandadas y seguramente su diseño distará de las que funcionan por diferencia de presión. El desarrollo de dichas válvulas es una tarea específica que escapa a este análisis preliminar donde el cierre y apertura de las válvulas se simulará mediante condiciones de contorno que cambiarán a intervalos de tiempos regulares entre flujo normal nulo y tracciones normales con una presión de referencia dada.

### 3 MODELO EN ECUACIONES

El análisis preliminar que aquí se presenta consta de la simulación de la IFE entre un fluido impulsado alternativamente -sangre- y la estructura del impulsor donde existe una parte móvil de velocidad conocida y válvulas que actúan en sincronía para dar lugar a la impulsión en una cámara, y a la admisión en la otra. El problema es clásicamente un problema de frontera móvil y condiciones de contorno dependientes del tiempo. La geometría es plana y se desprecian los efectos de la aceleración gravitacional.

Dadas las características de trabajo preliminar, el fluido será supuesto como newtoniano e incompresible en flujo laminar. Cuando la sangre fluye con caudales superiores a los 50 ml/min, es decir para flujos sanguíneos en arterias de pequeño a mediano tamaño en adelante (Di Paolo, 2006) la aproximación de fluido newtoniano es correcta. El modelo de flujo estará representado por las ecuaciones de Navier – Stokes (ecuación 1) y continuidad (ecuación 2), mientras que en las condiciones de contorno estarán dadas las formas de interacción del flujo con la estructura.

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

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

Donde  $\rho$  y  $\mu$  son la densidad y viscosidad del fluido,  $p$  la presión,  $\mathbf{u}$  la velocidad,  $t$  el tiempo y  $\mathbf{g}$  la aceleración de la gravedad.

En la figura 3 puede verse la BAVI pulsátil en un instante genérico de su período. El émbolo se está moviendo hacia la izquierda en la dirección  $x$  con una velocidad dependiente del tiempo según una ley armónica; mientras desplaza volumen en la cámara 1 impulsando sangre por la válvula de salida  $S_1$ , libera volumen en la cámara 2 admitiendo sangre a través de la válvula de entrada  $E_2$ . El movimiento del émbolo constituye la interacción más importante con el fluido ya que define la velocidad del mismo en contacto con sus fronteras. Las cámaras están activas simultáneamente y en cada hem ciclo trabajan alternativamente impulsando y admitiendo sangre. Para que esto ocurra, las válvulas, tanto de entrada como de salida, deben pasar del modo “totalmente abiertas” al modo “totalmente cerradas” o viceversa.

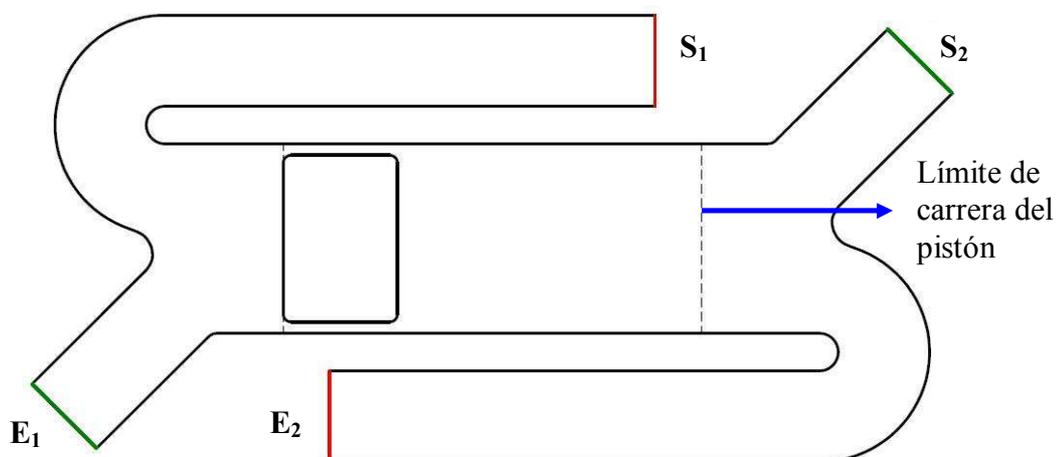


Figura 3: Esquema del dispositivo con las condiciones de contorno indicadas

Si bien desde un punto de vista idealizado, el cierre y reapertura de válvulas puede modelarse como instantáneo, ningún fenómeno físico mecánico puede funcionar de tal manera

ya que las fuerzas y energías implicadas serían excesivamente grandes, más aún en un dispositivo donde la energía demandada debe ser mínima. No obstante, por tratarse de un estudio preliminar donde lo que interesa principalmente es el comportamiento del fluido se procedió a considerar las válvulas como ideales. Es decir, éstas serán capaces de pasar desde el estado cerrado al estado abierto, y viceversa, en un instante de tiempo infinitesimal.

Las condiciones de contorno para las válvulas de entrada idealmente serán: para la condición totalmente abierta, tracciones normales con presión de referencia nula, y para la condición totalmente cerrada, flujo normal nulo.

Análogamente, las condiciones de contorno para las válvulas de salida serán: para la condición totalmente abierta, tracciones normales con presión de referencia de la línea de carga (del orden de los 100 mm de Hg para el cuerpo humano), y para la condición totalmente cerrada, flujo normal nulo.

Estas condiciones pueden ser implementadas mediante una función definida por partes como se muestra a continuación donde cada parte se activa o inactiva según corresponda:

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{T} = \begin{cases} \frac{1}{\xi} (\mathbf{u} \cdot \mathbf{n}) \mathbf{n} & \text{(válvula cerrada)} \\ [-p_{ref} + 2\mu(\mathbf{n} \cdot \nabla \mathbf{u} \cdot \mathbf{n})] \mathbf{n} & \text{(válvula abierta)} \end{cases}$$

$\xi$  ( $10^{-10} \text{ m}^3/(\text{N s})$ ) es una constante utilizada a fin de imponer bordes con caudal esencialmente nulo,  $p_{ref}$  es igual a  $p_{baja}$  (presión de aspiración o llenado de la cámara de precarga) o a  $p_{alta}$  (presión de impulsión) según corresponda.

Para imponer los cambios en las condiciones de contorno que simulan las válvulas idealizadas en los estados abierta y cerrada, se utilizó una opción del software que permite el cambio alternativo de condición en función de un parámetro y una función escalón.

Así, para simular los cambios en los contornos se define una función auxiliar cuadrada  $Q(t)$  dada por:

$$Q(t) = \begin{cases} 1 & \text{para todo } t \text{ cuando } u_w > 0 \\ 0 & \text{para todo } t \text{ cuando } u_w \leq 0 \end{cases} \quad (3)$$

Si bien, el pasaje de una condición a otra se realiza en forma instantánea, el sistema responde en un lapso de tiempo finito pero muy breve.

Por otro lado, la condición de contorno para las paredes fijas y móviles de la bomba será de no deslizamiento.

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

$$\mathbf{u} = u_w \mathbf{i} \quad \text{(paredes móviles)}$$

Siendo  $u_w$  definida a continuación. Si se supone al émbolo en movimiento armónico simple, la posición de su centro seguirá la ley

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

y su velocidad por ende, la siguiente

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

siendo  $A$  la amplitud del movimiento del pistón y  $f$  la frecuencia del movimiento periódico.

Dicha velocidad es la condición de contorno para el fluido en contacto con el émbolo, mientras que para el fluido en contacto con las paredes fijas la condición de contorno es de

velocidad nula.

#### 4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Independientemente de la complejidad del problema, el mismo puede ser resuelto mediante software comerciales estándares. Este es el caso del denominado COMSOL Multiphysics versión 3.3 el cual ha sido utilizado en este trabajo. Si bien el software posee las capacidades de simulación de flujos 3D, en este trabajo preliminar se ha decidido realizar simulaciones 2D en una geometría plana a los fines de obtener un conocimiento general de la performance de un mecanismo de impulsión pulsátil como el indicado en la figura 2, invirtiendo tiempos de cálculo que permitiesen la rápida realimentación de los resultados para la búsqueda de la geometría y los parámetros operativos más aptos para el diseño final. El caso analizado corresponde a un mecanismo para el cual  $f = 4,25$  Hz, una amplitud de desplazamiento del pistón  $A = 20$  mm, una presión de aspiración  $p_{baja} = 0$  Pa, una presión de carga  $p_{alta} = 15$  kPa (111 mm Hg) y los valores de los parámetros del fluido han sido: una densidad ( $\rho$ ) de  $1,03 \times 10^3$  kg/m<sup>3</sup> y una viscosidad ( $\mu$ ) de  $3,50 \times 10^{-3}$  Pa s (Di Paolo, 2006).

El software posee diversos módulos de los cuales se ha utilizado el de Mecánica de Fluidos que posee la capacidad de utilizar fronteras móviles y condiciones de contorno cambiantes con el tiempo.

Se empleó una malla no estructurada de triángulos de tipo P2-P3. El número de elementos de la malla fue 63349 y el número de grados de libertad total fue 467220. Esta discretización fue elegida luego de comprobar que mallas más refinadas no producían mejoras en los resultados.

La figura 4 muestra el mallado del dominio que resulta de la utilización de las herramientas de generación de mallas de COMSOL. En dicha herramienta se han seleccionado los siguientes tamaños máximos de elemento (en metros) para las distintas regiones del dominio: zonas anulares: 0.00002 m, resto de las zonas: 0.00065 m

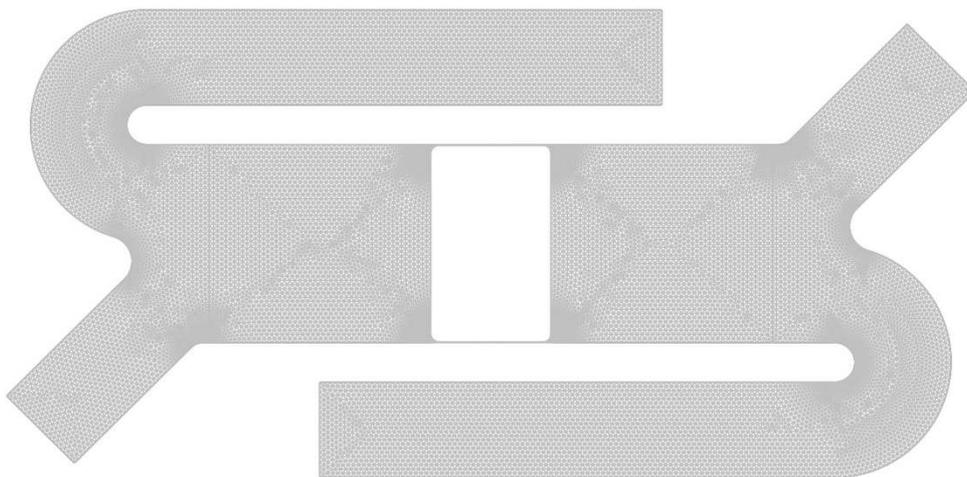


Figura 4: Mallado utilizado para la simulación, utilizando elementos triangulares P2-P3. Las zonas más oscuras corresponden a zonas de refinamiento automático

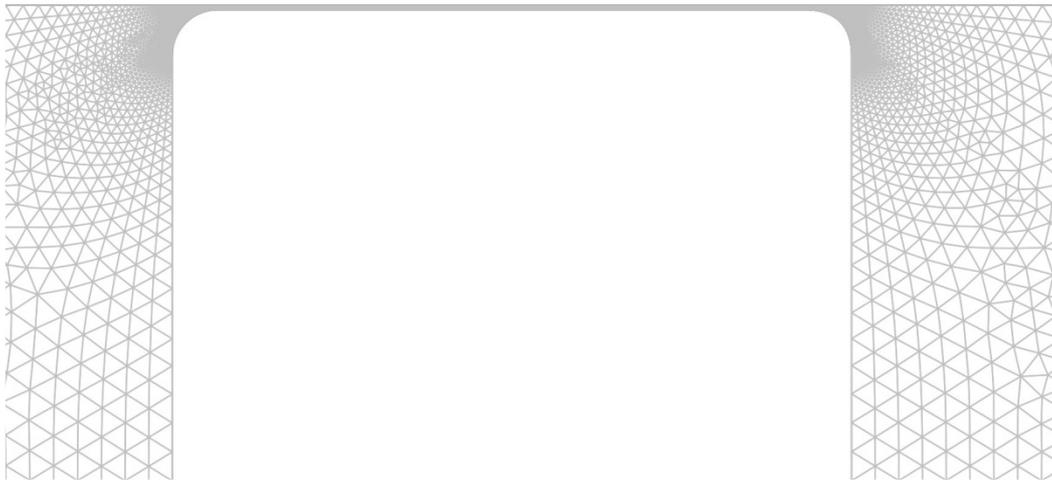


Figura 5: Refinamiento de la malla en las zonas aledañas a la entrada y salida del canal estrecho entre el pistón y la carcasa, y en el canal mismo.

Lo anterior está en función de las necesidades de discretización. Se buscó un equilibrio entre precisión y tiempo de cálculo. La figura 5 muestra el refinamiento efectuado en la zona del huelgo entre el pistón y la carcasa, que funcionalmente evitará el contacto sólido-sólido y permitirá un cierto reflujo para el barrido del fluido que ingresa en dicho canal. El problema analizado posee zonas del dominio que bien pueden tratarse como un problema multiescala, no obstante el software fue capaz de resolver simultáneamente los flujos en todas las regiones del dominio.

El modelo se resolvió para las variables  $u$ ,  $v$  y  $p$  mediante el empleo de un esquema monolítico, con un integrador temporal de orden variable y paso de tiempo adaptativo, estando el mismo limitado a un valor máximo de 0.006 s. Para resolver el sistema de ecuaciones algebraicas del lazo de Newton se ha utilizado el resolvidor directo UMFPAK incluido en COMSOL.

Una corrida estándar para 8,5 ciclos, tomó un tiempo de cálculo de 644 min (10h 44 min) en una PC de las siguientes características: 4 GB de memoria RAM, 1 GB de memoria GRAM, CPU AMD Phenom II X4 de 3.4 Ghz, disco duro de 1 TB. La razón de tomar 8,5 ciclos es la de desestimar los resultados del primer ciclo donde todas las variables se inicializan con valores nulos, no obstante y como se verá más adelante, dichos resultados poseen buena repetibilidad respecto a los correspondientes a otros semiciclos analizados.

#### 4.1 Líneas de corriente

La figura 6 muestra en forma de tabla el patrón de líneas de corriente del flujo para ocho instantes de un ciclo completo, obtenidas por un posprocesamiento de los resultados de velocidad. Las flechas verdes indican los flujos de entrada y salida para un semiciclo, las grises los flujos de entrada y salida para el semiciclo siguiente y la flecha roja indica la dirección del movimiento del pistón para el instante al que corresponde la celda de la tabla.

La celda 1 corresponde a un instante en que el pistón está detenido en la máxima posición de avance hacia la izquierda, instantáneamente no hay flujos ni de entrada ni de salida dado que las válvulas  $S_1$  y  $E_2$  se encuentran pasando de “totalmente abiertas” a “totalmente cerradas”, mientras las otras dos válvulas ( $S_2$  y  $E_1$ ) están haciendo lo contrario. Los flujos en ambas cámaras se encuentran desacelerados y, debido a la inercia que poseen, se producen fuertes vórtices sobre todo en la cámara que estuvo impulsando hasta ese momento: la izquierda o cámara 1. Si bien los vórtices son nocivos para la sangre porque pueden

predisponer la formación de trombos y la agregación plaquetaria, la característica no estacionaria del dispositivo hace que estos perduren por muy poco tiempo contrarrestando así dicho riesgo.

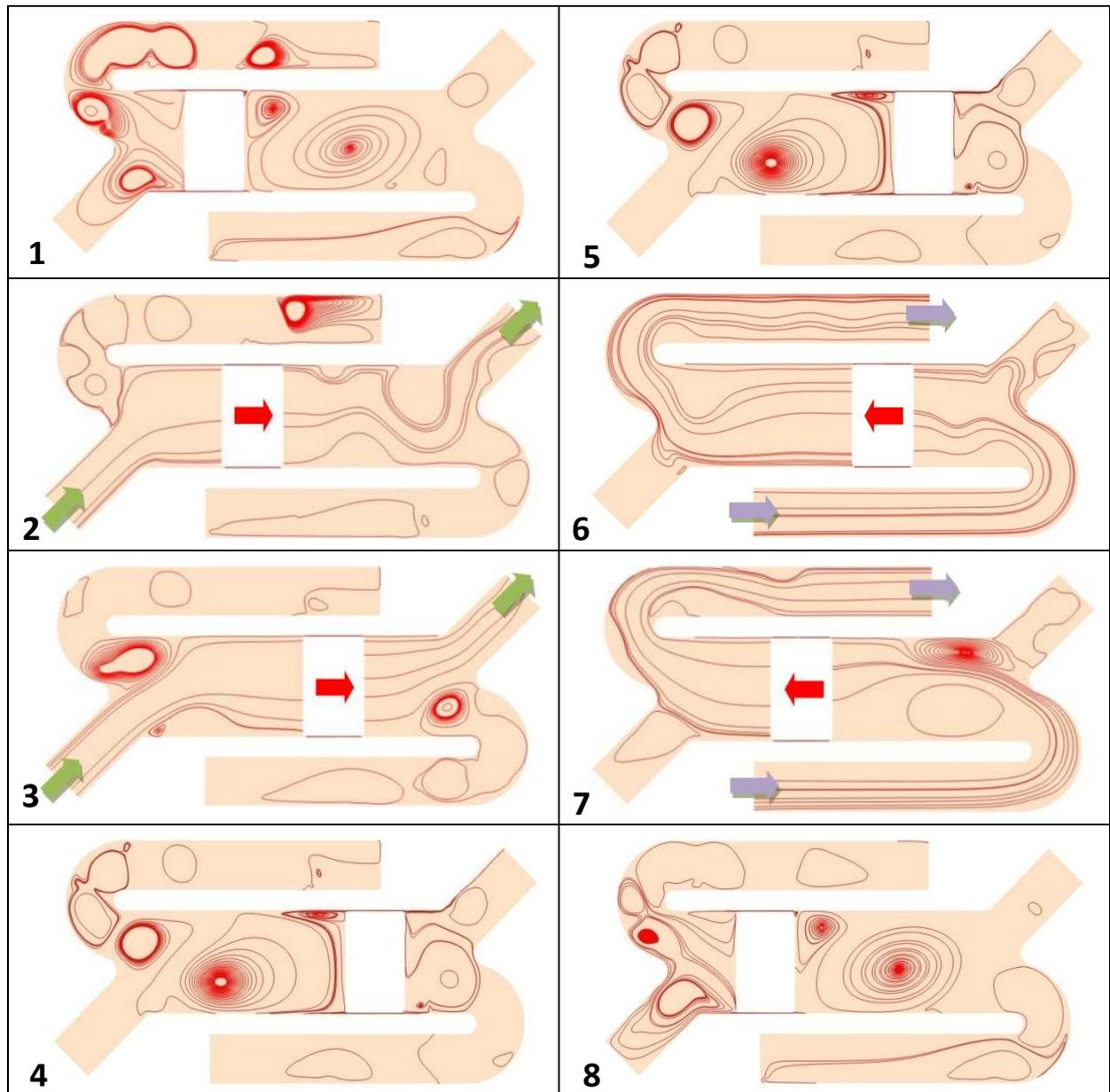


Figura 6: Ocho instantes correspondientes a un ciclo completo de funcionamiento de la bomba, donde el flujo se indica a través de las líneas de corriente. Los vórtices son instantáneos, constituyéndose y desapareciendo debido a la pulsatilidad del flujo.

Cada celda consecutiva de la tabla corresponde a un incremento de tiempo de 39 milésimas de segundo, salvo las celdas 4 y 5 donde una corresponde al extremo de carrera del pistón cuando se dirige a la derecha, y la otra al inicio de carrera cuando se dirige hacia la izquierda. Por ello, ambos patrones de líneas de corriente son iguales.

Obsérvese que las líneas con trazos más fuertes representan mayor densidad de ellas en dicha región. Puede observarse, además, que los patrones no son similares en instantes análogos cuando el pistón se dirige a la izquierda o a la derecha, debido a la asimetría del dispositivo. Con respecto a las líneas de corrientes que forman espirales, cabe destacar que se deben a artefactos producidos por el cálculo de COMSOL, y no aparecerían si el mismo fuera exacto.

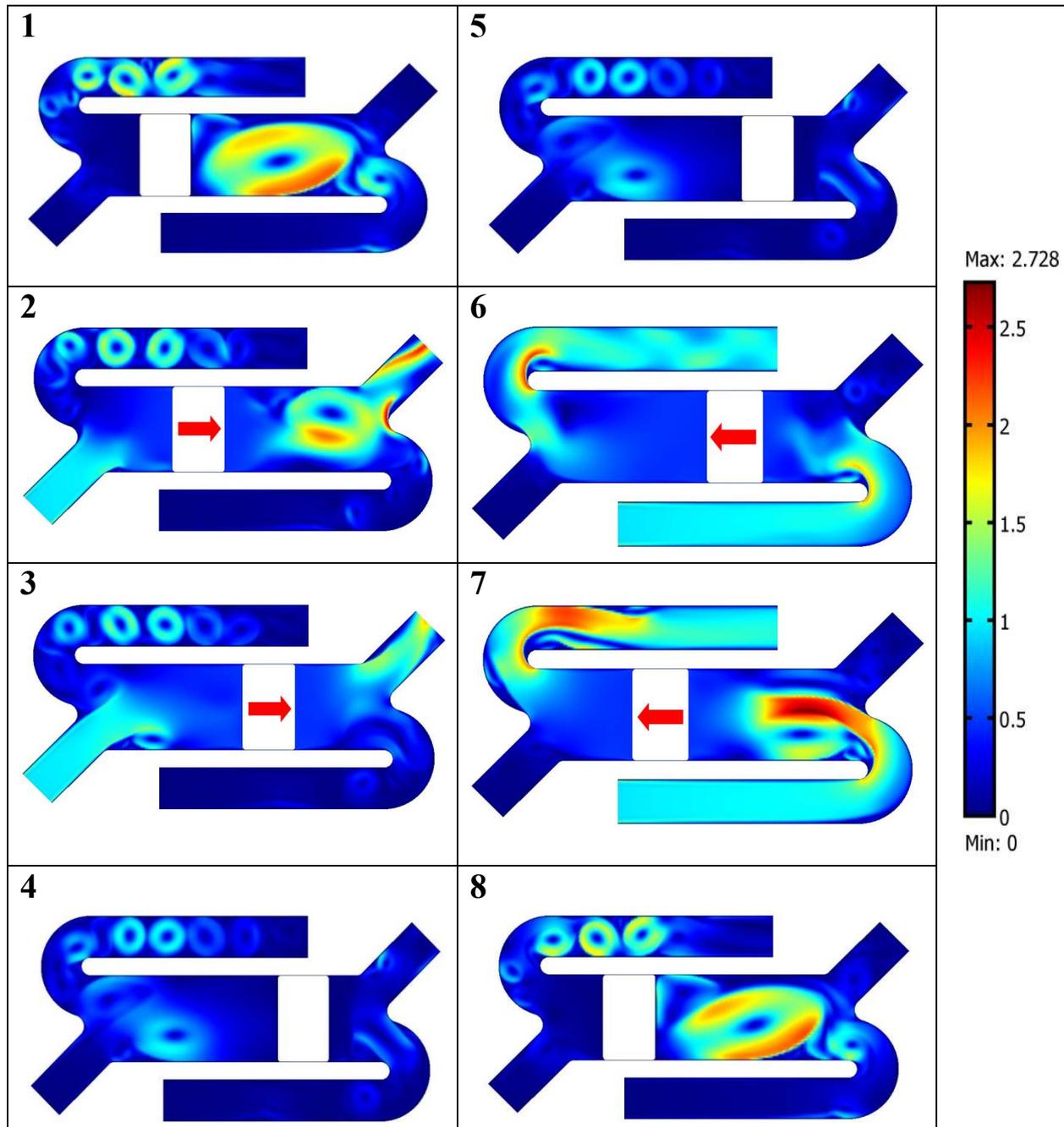


Figura 7: Esquema de colores para mostrar las variaciones del módulo del vector velocidad en los instantes correspondientes a la figura 6. Las velocidades están dadas en m/s. Las máximas velocidades son alrededor de un tercio de las máximas velocidades producidas en dispositivos rotatorios.

## 4.2 Velocidades

La figura 7 muestra en esquemas de colores las variaciones del módulo del vector velocidad en las distintas regiones del dispositivo, para los mismos instantes de la figura 6. Se ven más claramente los vórtices pero, muchos de ellos son recirculaciones a relativamente bajas velocidades. Por ejemplo, los trenes de vórtices que aparecen en los instantes de los cuadros 1 a 4, son movimientos de recirculación en la fase de admisión de la cámara 1 cuando la rama curva de salida se encuentra cerrada y el chorro de entrada por la válvula  $E_1$  le genera una débil aspiración.

Los máximos valores de las velocidades en el dispositivo no superan los 2,8 m/s, lo cual es un hecho de importancia si se comparan estos valores con los 8 m/s que adquiere la sangre en dispositivos de asistencia ventricular del tipo de bomba axial. Mayores velocidades significaran mayores esfuerzos viscosos en las inmediaciones de las partes fijas del dispositivo, por ello es de esperar que la configuración que aquí se analiza sea menos nociva para la sangre.

## 4.3 Presiones

La figura 8 indica las superficies de presión constante para los mismos instantes en la figura 6. La celda 1 indica el momento en el cual la cámara 1 (izquierda) pasa de ser de impulsión a admisión y la cámara 2 al contrario. Los colores azul y rojo representan las presiones de admisión y expulsión del flujo respectivamente. La presión máxima es de 18 kPa y se produce en las inmediaciones de la cara impulsora del pistón y en las ramas de entrada con la válvula cerrada, es decir, cuando el flujo allí se encuentra prácticamente estancado. Las figuras de las celdas 2 y 6 lo muestran claramente.

La presión mínima es de -3,67 kPa, es decir subambiental. Aparece cuando se aspira en la cámara 2 a través de la rama curva, y en los centros de los vórtices.

## 4.4 Esfuerzos cortantes

Una magnitud importante a tener en cuenta cuando se trata de impulsar sangre son los esfuerzos cortantes. Esto se debe a que los glóbulos rojos, principalmente, poseen un límite de resistencia que es de 150 Pa durante un tiempo de 0,1s (Leverett, 1972; Sallam, 1984; Girdhar, 2008; Paul, 2003). Si las tensiones superan dicho valor y tiempo de residencia, los glóbulos rojos se rompen; el fenómeno se denomina hemólisis y en general todos los dispositivos artificiales de impulsión sanguínea, la producen.

Es crucial la realización de un diseño que minimice los riesgos de hemólisis, los dispositivos pulsátiles pueden serlo, ya sea por la no estacionariedad del flujo, sino también por las posibilidades de que los valores de tensión sean realmente bajos comparados con los mecanismos de impulsión rotodinámica.

La figura 9 muestra el esfuerzo cortante total actuante sobre las paredes fijas y móviles (pistón), donde se producen las mayores tensiones debido a que el fluido varía fuertemente su velocidad en una pequeña región cercana a las paredes.

Las máximas tensiones de corte son de 120 Pa, menores que las pueden provocar la rotura de los glóbulos rojos, ésta aparece sobre la carcasa en la zona del huelgo con el pistón, en el instante en que el dispositivo se mueve hacia la izquierda (cuadro 6) admitiendo por la rama curva y expulsando también por la rama curva.

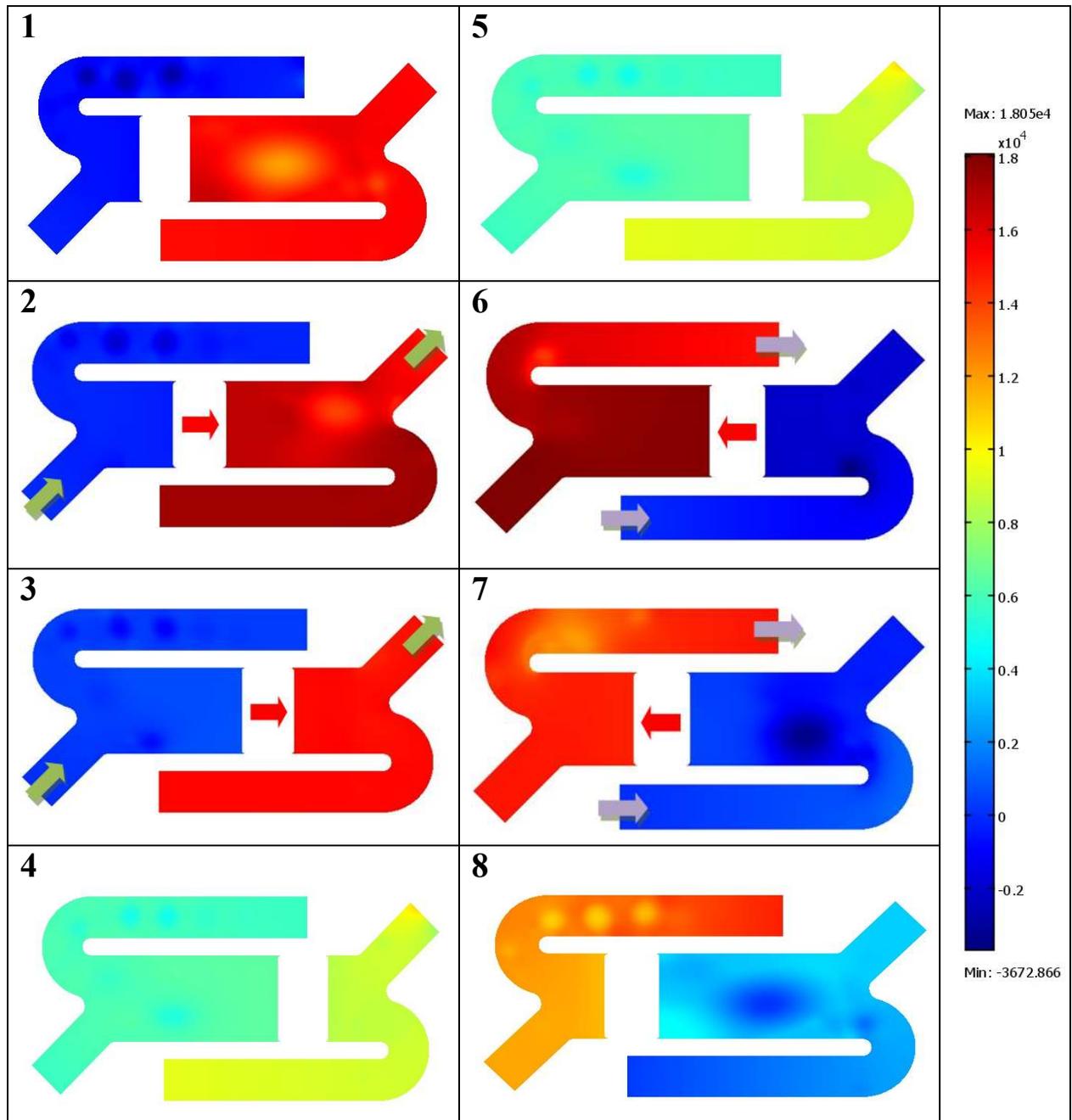


Figura 8: Esquema de colores para mostrar las variaciones de la presión en las dos cámaras y en los 8 instantes de tiempo analizados en las figuras 6 y 7. Las presiones están dadas en Pa.

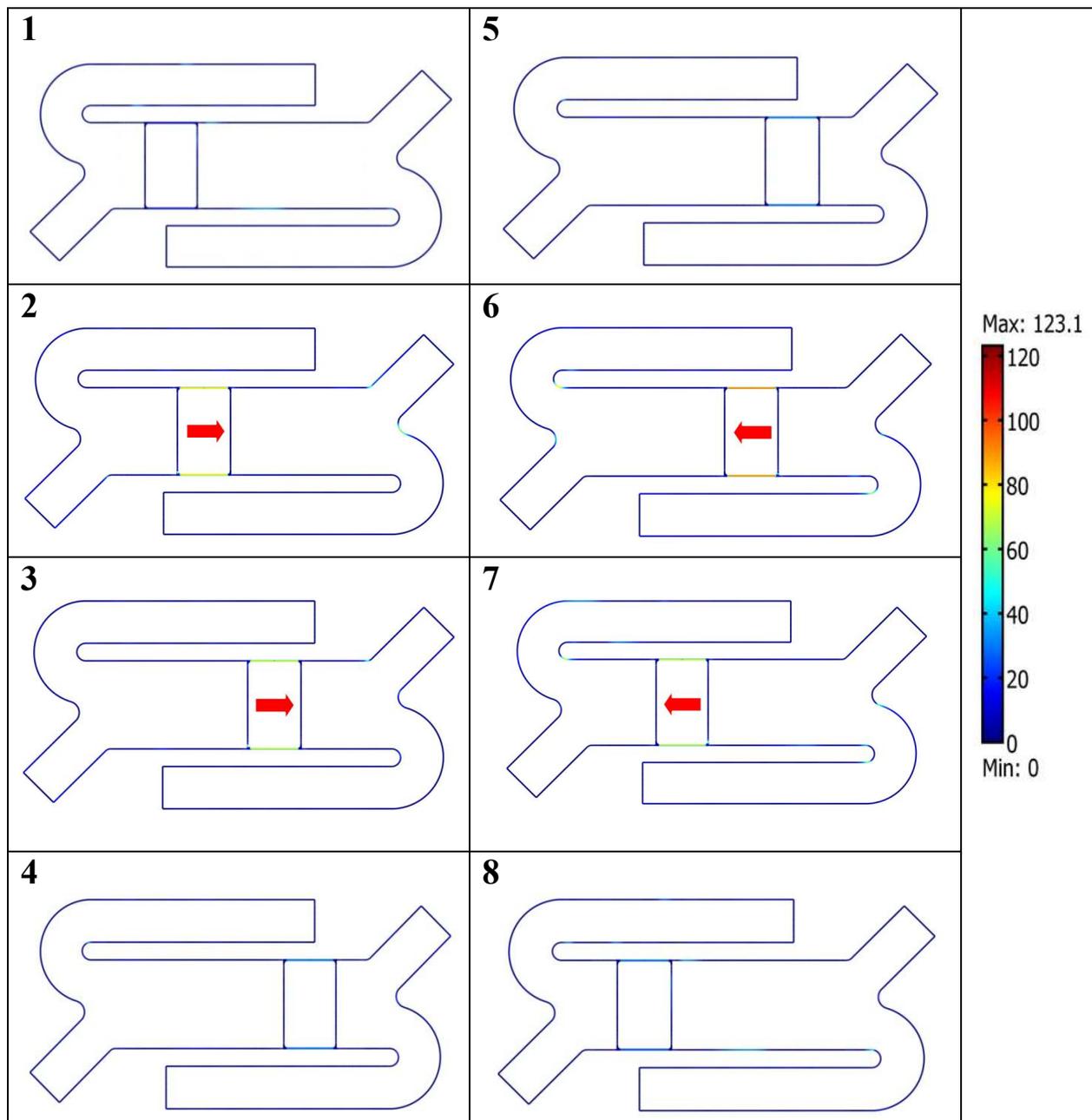


Figura 9: Esfuerzos cortantes totales sobre las paredes del dispositivo y el pistón. Las máximas tensiones predichas son la mitad de las que pueden resistir como máximo los glóbulos rojos. Las tensiones están dadas en Pa.

#### 4.5 Caudales impulsados

La figura 10 muestra el flujo de salida en los 17 semiciclos analizados. Las curvas rojas pertenecen al flujo saliente por la salida  $S_1$  y las anaranjadas por la salida  $S_2$ . El flujo es pulsátil y el caudal medio es de  $66 \text{ cm}^2/\text{s}$  (esto es, por cada centímetro en la dirección transversal a la figura). Si imagináramos un pistón de 1 cm de ancho el caudal medio sería de 3,96 l/min, es decir el complemento al caudal impulsado por el corazón insuficiente (menor a 2 l/min) para satisfacer la demanda fisiológica en un estado de actividad basal o caudal mínimo para la realización de las actividades cotidianas más básicas. Esto muestra que el

tamaño y frecuencia del dispositivo son adecuados para impulsar el flujo requerido por un paciente con IC avanzada.

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

$$q_m = \frac{1}{N * T} \int_{t_i}^{t_i + N * T} q(t) dt \quad (6)$$

donde N es el número de ciclos de bomba simulados. Si se tiene presente que el primer medio ciclo corresponde a un fenómeno transitorio en el funcionamiento de la bomba, entonces, este no debe ser considerado en el cálculo del caudal medio. Por ello, el valor de  $t_i$  se toma como "T/2" y  $N = 8$ .

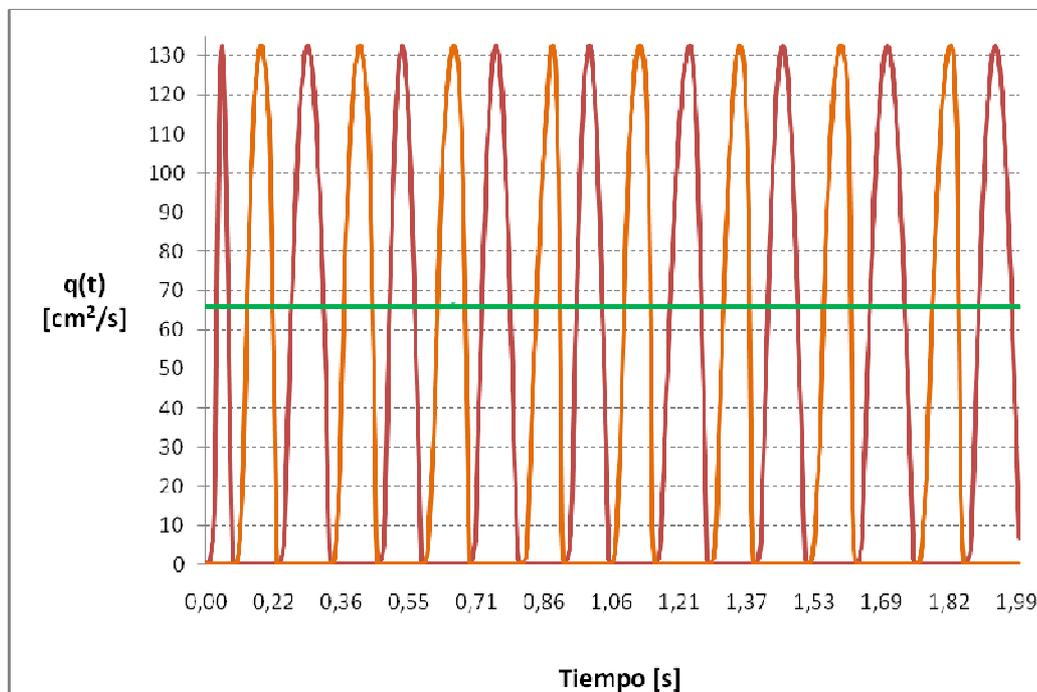


Figura 10: Caudal pulsátil de salida para el dispositivo analizado. El caudal promedio temporal si el pistón tuviese un ancho de 1 cm sería de 4 l/min, es decir el complemento del corazón insuficiente para lograr el caudal fisiológico necesario para el metabolismo basal.

Dada la incompresibilidad del fluido los caudales de entrada y salida de la bomba deben ser iguales. Las comparaciones indican que el error relativo entre ambos caudales medios es del orden de  $10^{-6}$  considerándose ello un indicativo de la correcta resolución de las ecuaciones.

Los espacios intersticiales por arriba y por debajo del pistón permiten un flujo de retorno entre las cámaras cuando el pistón se mueve impulsando en una y admitiendo fluido en la otra. Dicho flujo de retroceso es variable en el tiempo y está relacionado con la velocidad del pistón y la diferencia de presión entre las cámaras; cuando esta diferencia de presión induce un flujo que supera el arrastre del pistón, el flujo será de retroceso en esos instantes. La figura 11 muestra las variaciones del caudal en los intersticios superior (en rojo) e inferior (en

anaranjado), para los 17 semiciclos simulados. Se ve claramente que, en general, hay un flujo intersticial hacia una cámara u otra (caudales positivos o negativos) lo que aseguraría el “lavado” (expulsión y renovación) del fluido que entra en dicha porción del dispositivo, cosa que en el caso de la sangre es importantísimo para evitar la coagulación y/o necrosis de la misma. Por otra parte, las diferencias en las curvas se deben a la asimetría del dispositivo.

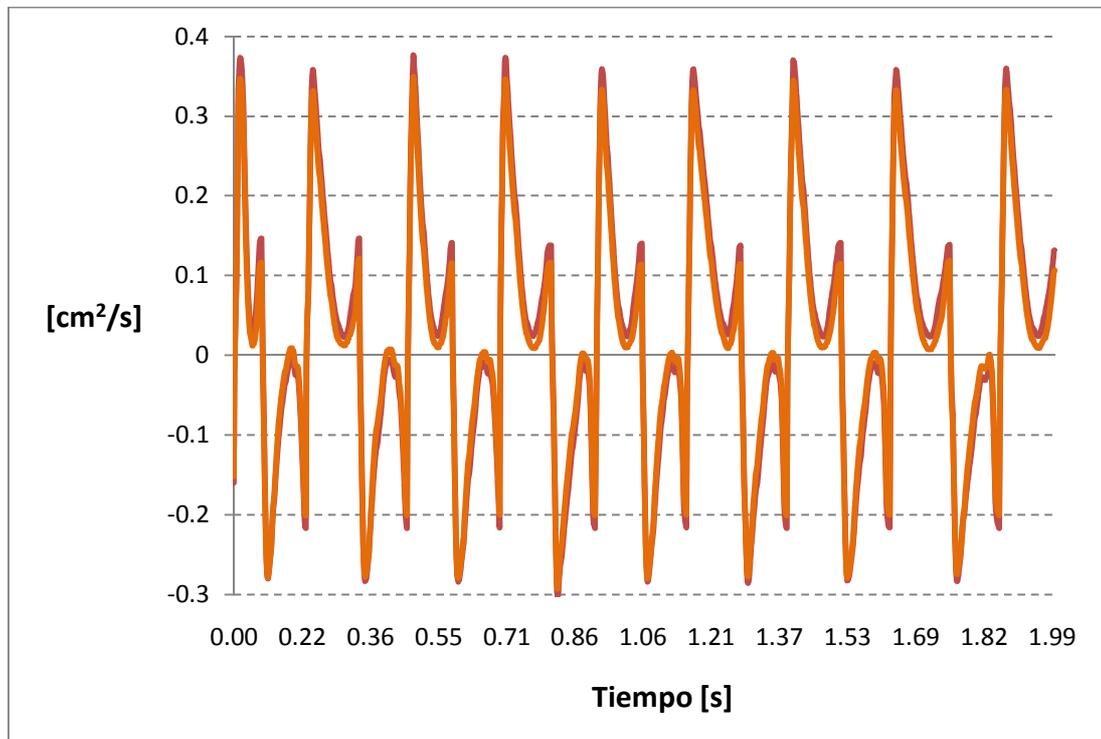


Figura 11: Caudales circulantes por los espacios entre el pistón y la carcasa para los 17 semiciclos simulados. En rojo se ve la correspondiente al espacio superior y en anaranjado la correspondiente al espacio inferior. El caudal distinto de cero en la mayoría de los instantes revela la existencia de un lavado y renovación del fluido que entra en el canal.

Considerando los caudales negativos como de retroceso desde la cámara impulsora hacia la cámara de precarga, puede verse que los mismos en cada canal tienen un valor máximo de  $0,4 \text{ cm}^2/\text{s}$ , es decir un total de  $0,8 \text{ cm}^2/\text{s}$  frente a los  $132 \text{ cm}^2/\text{s}$  que también como máximo, impulsa el dispositivo pulsátil. Tres órdenes de magnitud de diferencia, muestra a las claras que este reflujo no es sensible para ser considerado.

#### 4.6 Fuerza y potencia ejercidas sobre el pistón

El pistón deberá moverse ejerciendo una fuerza al fluido para vencer la presión que establece la carga del circuito que alimenta la bomba, en este caso la demanda de carga del cuerpo humano. Es evidente que dicha fuerza es la misma que el fluido le hace al pistón pero de sentido opuesto, la primera puede calcularse con un posprocesamiento de los resultados integrando el vector de tensiones en toda el área del pistón. Evidentemente la fuerza será variable con el tiempo, cíclica y será generada finalmente por la interacción electromagnética que tendrá el pistón y su motor lineal una vez que el dispositivo se diseñe completamente. Por ello, este resultado es fundamental como insumo para el desarrollo del motor lineal. La fuerza instantánea por unidad de ancho en la dirección transversal se obtiene a partir de la expresión:

$$F(t) = \int_L t(\mathbf{n}, t) dl \quad (7)$$

donde  $L$  es una curva que recorre el contorno del pistón durante todo su ciclo de trabajo. Además:

$$t(\mathbf{n}, t) = t_x(\mathbf{n}, t) + t_y(\mathbf{n}, t) \quad (8)$$

La figura 12 muestra las variaciones de la fuerza ejercida por el pistón sobre el fluido en la dirección “x”, donde pueden verse los elevados gradientes cuando conmutan las válvulas y las cámaras pasan de ser impulsoras a ser de precarga y viceversa. Si el pistón se supone con un ancho de 1 cm, la fuerza máxima no superaría los 5,4 N de intensidad.

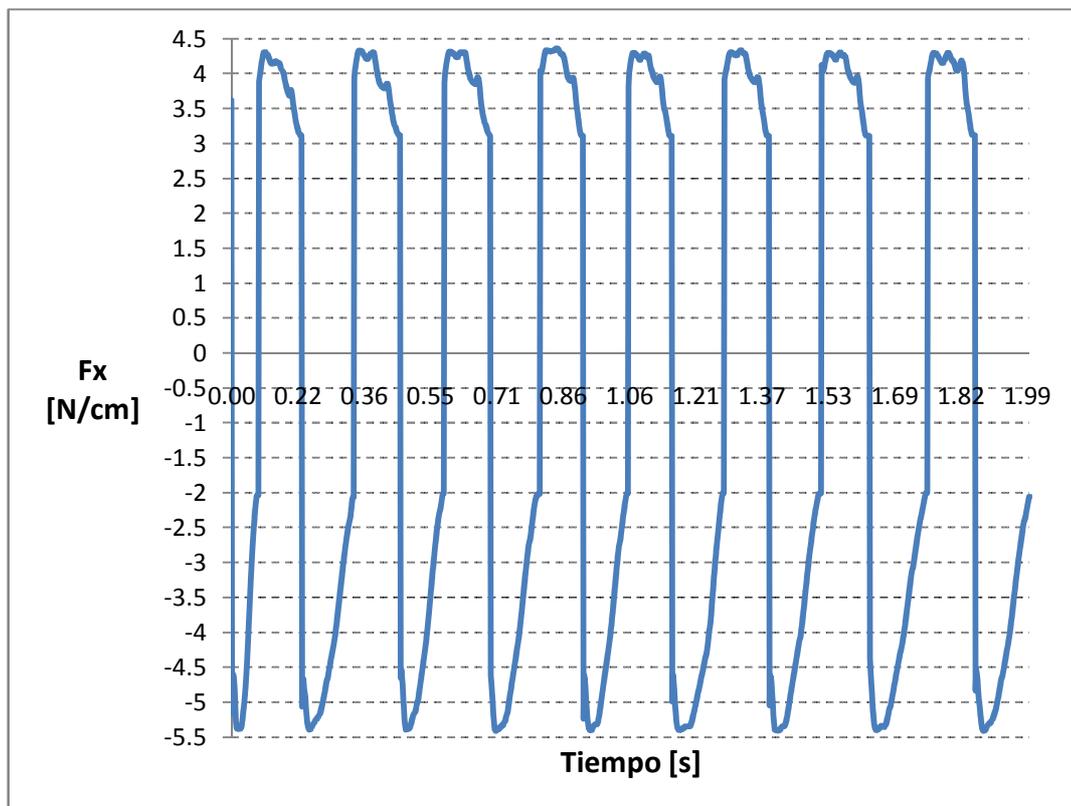


Figura 12: Fuerza ejercida por el fluido sobre el pistón en la dirección “x” para los 17 semiciclos simulados.

Otro efecto surgido por la asimetría del dispositivo es una fuerza neta en la dirección transversal “y”, con valores dos órdenes menores que los de la fuerza en la dirección “x”. Ésta podría causar un efecto de cabeceo o inclinación alternativa del pistón, que de ser tenidos en cuenta podrían perturbar los resultados que aquí se muestran. No obstante, si se comparan los máximos de las magnitudes de las componentes de la fuerza en “x” e “y”, la relación es de aproximadamente 48.

Por otro lado, el trabajo por unidad de tiempo que realiza el fluido sobre el pistón, que será luego parte de la potencia a suministrar desde el motor (otra parte importante es la que se requiere para acelerar y desacelerar el pistón mismo), se obtiene por el producto de la fuerza en la dirección axial y la velocidad. La figura 13 muestra la variación del trabajo en los 17 ciclos simulados, donde puede verse la diferencia entre los semiciclos debido a que la rama de salida  $S_1$  (curva) demanda más trabajo que la  $S_2$ .

El trabajo por unidad de tiempo efectuado por el fluido se calcula con la siguiente

expresión

$$P(t) = |Fx(t)| * u \quad (9)$$

y el valor medio temporal con la expresión (10):

$$P_m = \frac{1}{N*T} \int_{t_i}^{t_i+N*T} P(t) dt \quad (10)$$

Análogamente al cálculo del caudal medio temporal,  $t_i$  se toma como “T/2” y  $N$  es 8. Dicho valor es de 1,36 W/cm.

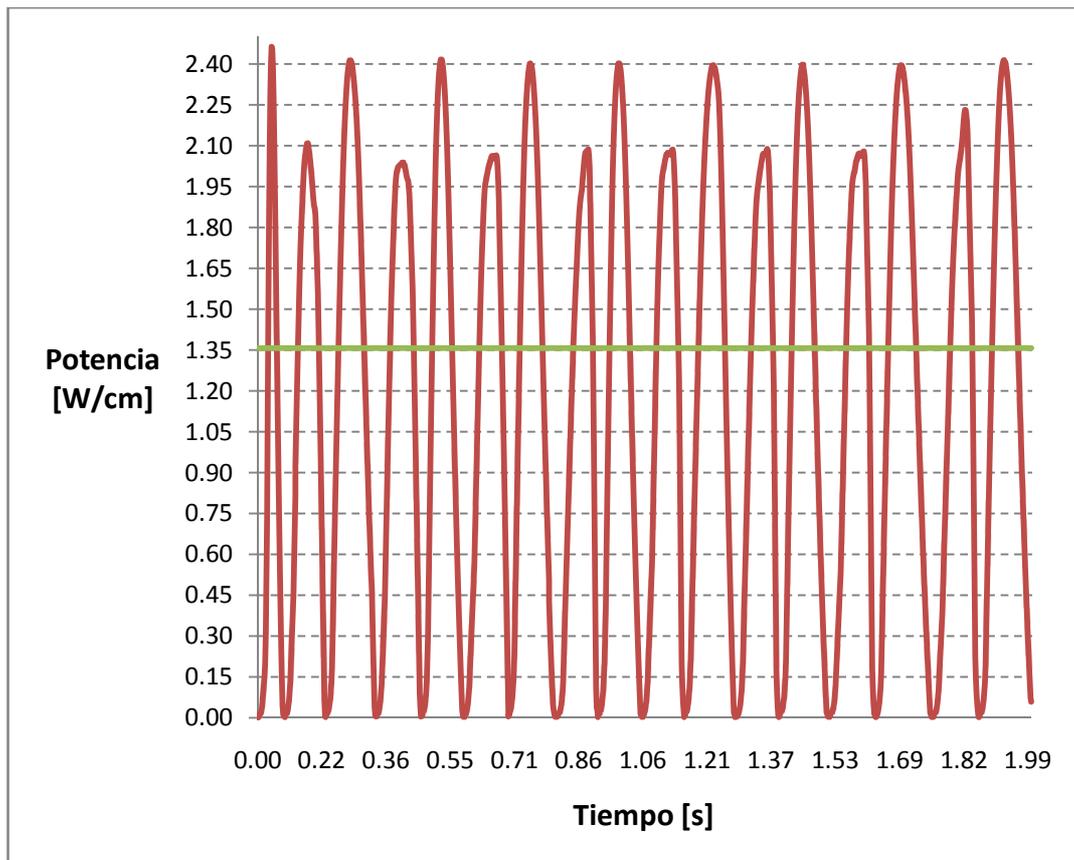


Figura 13: Trabajo por unidad de tiempo realizado por el fluido sobre el pistón. Las diferencias en los sucesivos semiciclos es consecuencia de la mayor energía que demanda la rama de salida curva ( $S_1$ ). Se representa el valor medio temporal en verde.

## 5 CONCLUSIONES

En este trabajo se ha mostrado un análisis computacional preliminar de un nuevo dispositivo de impulsión sanguínea implantable, para ser utilizado ante cuadros de insuficiencia cardíaca terminal. El dispositivo está inspirado en un mecanismo pulsátil a frecuencias superiores a la fisiológica y de doble efecto, en el que el elemento de bombeo es un émbolo que no hace contacto con las paredes de la bomba y que sería impulsado alternativamente por medios electromagnéticos. El dispositivo no es simétrico para ahorrar espacio y posee dos ramas de admisión y dos de impulsión, requiriendo cuatro válvulas. La

simulación fue realizada sobre las premisas de fluido incompresible y newtoniano en flujo laminar, en una configuración plana de longitud indefinida en la dirección transversal, donde el cierre y reapertura de válvulas fue simulado mediante apropiadas condiciones de contorno. El software utilizado fue el denominado comercialmente COMSOL Multiphysics versión 3.3, ejecutándolo en una PC de arquitectura estándar.

Los resultados son alentadores porque muestran una interacción fluido – estructura que ocasionaría tensiones sobre el fluido que estarían por debajo de los límites de resistencia de las partículas sanguíneas, particularmente los glóbulos rojos, con lo cual se cree que el dispositivo podría producir bajas tasas de hemólisis. Además, las fuerzas impulsoras implicadas como también la potencia necesaria hacen previsible su suministro mediante interacciones electromagnéticas.

Los efectos nocivos del flujo para la sangre, que son los variados vórtices que aparecen en distintas regiones de las dos cámaras, serían minimizados por las bajas velocidades implicadas en las recirculaciones y principalmente debido a que estos tienen una vida muy corta gracias a la pulsatilidad del mecanismo, que produce los vórtices pero los destruye con mucha rapidez.

Desde este análisis preliminar se desprenden varios trabajos a futuro que pueden resumirse en:

- 1) Geometría plana (2D):
  - Análisis del flujo con las ramas de entrada y salida unidas correspondientemente
  - Análisis de la forma óptima del émbolo impulsor y el tamaño de los huelgos con la carcasa de la bomba
  - Análisis del flujo en la configuración mejorada desde modelos de flujo turbulentos
- 2) Geometría espacial (3D):
  - Diseño de una configuración realista de dispositivo, donde las cámaras, el émbolo y las cañerías de admisión e impulsión sean de geometría cilíndrica
  - Análisis computacional en la configuración realista modelando el flujo turbulento y las válvulas como estructuras móviles que interactúen con el flujo (Dasi, 2009)
  - Estudio particularizado de regiones de flujo en donde la aproximación de fluido newtoniano sea dudosa (Ashrafizaadeh, 2009; Ismail, 2008)

Estos trabajos a futuro generarán un espectro de posibilidades para la formación de recursos humanos en el área particular de la Biomecánica Computacional.

## 6 REFERENCIAS

- American Heart Association: 2002 Heart and Stroke Statistical Update. Available at <http://www.americanheart.org>. Accessed April 2002.
- Ashrafizaadeh M and Bakhshaei H, A comparison of non-Newtonian models for lattice Boltzmann blood flow simulation, *Comp Math App* 58, 1045-1054, 2009.
- Bethesda MD, National Heart Lung and Blood Institute, National Institutes of Health, Congestive heart failure in the United States: a new epidemic. September 1996.
- Bluestein D, Chandran KB and Manning KB, Towards Non-thrombogenic Performance of Blood Recirculating Devices, *Ann Biom Engn*, Feb. 2010.
- Dasi LP, Simon HA et al. Fluid Mechanics of artificial heart valves, *Clinical an Experimental Pharmacology and Physiology*, 36, 225-237, 2009.
- Di Paolo J, Filipowicz G, Ubal S y Campana D, Influencia del radio del catéter angioplástico sobre la caída de presión transtestenótica en arterias coronarias. Análisis numérico, *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, Vol 22, Num. 3, septiembre 2006.

- Frazier OH, Myers TJ, Left ventricular assist system as a bridge to myocardial recovery, *Ann Thorac Surg*, 68(Suppl 2): 734, 1999.
- Frazier OH, Rose EA, Oz MC, et al., Multicenter clinical evaluation of the HeartMate vented electric left ventricular assist system in patients awaiting heart transplantation, *J Thorac Card Surg*, 122: 1186, 2001
- 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.
- Ismail Z, Abdullah I, Mustapha N and Amin N, A power law model of blood flow through a tapered overlapping stenosed artery, *App Math Comp*, 195, 669-680, 2008.
- Leverett LB, Hellums JD, Alfrey CP, Lynch EC, Red blood cell damage by shear stress, *Biophys J*. Mar;12 (3):257-73, 1972.
- Malchesky PS, Artificial Organs 2008: A year in review, *Artificial Organs*, 33 (3): 273-295, 2009.
- Mueller J et al., Long-term results of weaning from LVAD: it does work. *ASAIO J*; 45: 153, 1999.
- Paul R, Apel J, Klaus S, Schügner F, Schwindke P, Reul H, Shear stress related blood damage in laminar couette flow. *Artificial Organs*, Jun; 27 (6):517-29, 2003.
- Robbins RC, Kown MH, Portner PM, Oyer PE, The totally implantable Novacor left ventricular assist system, *Ann Thorac Surg*, 1:S162-5, 2001.
- Rose EA, Gelijns AC, et al., Long-term mechanical left ventricular assistance for end-stage heart failure. *N Engl J Med*; 345: 1435, 2001.
- Sallam AM, Hwang NH, Human red blood cell hemolysis in a turbulent shear flow: contribution of Reynolds shear stresses. *Biorheology*, 21 (6):783-97, 1984.
- Yosuke Abe, Itsuro Saito, et al., A nonpulsatile total artificial heart with 1/R control, *J. Artif. Organs*, 11: 191-200, 2008.