

ESTUDIO FLUIDODINAMICO COMPARATIVO DE CANULAS DE SALIDA PARA UNA BOMBA DE SANGRE DE FLUJO CONTINUO

Barroso Oscar^a, Camus Juan Manuel^a, Varela Lucas^a, de Forteza Eduardo^b

^a *Industrias Metalúrgicas Pescarmona SA (IMPISA), Mendoza, Argentina.*

^b *Universidad Favaloro, Buenos Aires, Argentina.*

e-mail: barroso@impsa.com.ar

Palabras Clave: Aorta, Cánula, Bomba de Flujo Continuo, Simulación Numérica de Fluidos.

Resumen: La simulación numérica de fluidos constituye una herramienta muy importante en el desarrollo de dispositivos de asistencia ventricular, ya sea de dispositivos pulsantes o bombas de flujo continuo. El análisis de fluidos no debe limitarse sólo a lo que sucede dentro del dispositivo, sino que también deben estudiarse los demás componentes del sistema que permiten la circulación de la sangre por la bomba, esto incluye a las conexiones o cánulas de entrada y de salida. En el presente trabajo se analizan, desde el punto de vista fluidodinámico, dos configuraciones de cánulas de salida para un sistema de asistencia ventricular formado por una bomba de flujo axial compuesta por dos rotores que giran en sentidos contrarios.

Para llevar a cabo este análisis, se proponen y modelan dos geometrías de cánulas de salida como así también una geometría aproximada de la arteria aorta, generada a partir de imágenes obtenidas por Tomografía Axial Computada (TAC) con medio de contraste. Las imágenes, luego de ser procesadas, son llevadas a un CAD de uso comercial (SOLID EDGE - UGS) para crear las superficies que luego se emplean en la construcción de las mallas por medio de un software específico (ICEM CFD 10.0 - ANSYS). A partir de las mallas, se realiza la simulación computacional de fluidos utilizando un software de simulación numérica de uso comercial (CFX 10.0 - ANSYS).

El estudio fluidodinámico apunta a analizar el comportamiento de la sangre en la zona de intersección de la cánula y la aorta, especialmente cuando interaccionan el flujo continuo proveniente de la bomba de flujo axial y el flujo pulsante proveniente del ventrículo izquierdo. De esta forma, se analiza la influencia de las dos configuraciones de cánulas de salida sobre el comportamiento de la sangre. Se evalúan: zonas de baja velocidad; formación de vórtices; separación de flujo y distribución de presiones y esfuerzos de corte.

Como resultado de este estudio, se puede observar que el ángulo de incidencia de la cánula en la aorta es de gran importancia ya que mientras menor sea éste, menor es la interacción de los dos flujos, situación que reduce la posibilidad de formación de patrones de flujo indeseados. Asimismo, la influencia pulsante del flujo proveniente del ventrículo izquierdo genera una oscilación en el chorro de sangre que ingresa a la aorta a través de la cánula, oscilación que será mayor, cuanto menor sea la asistencia de la bomba de flujo axial.

1 INTRODUCCION

La insuficiencia cardiaca congestiva se define como un trastorno en el cual el corazón pierde la capacidad de bombear sangre. Esta patología puede afectar el lado izquierdo, el lado derecho o ambos lados del corazón. Debido a esta deficiencia en la acción de bombeo, la sangre puede estancarse en ciertas partes del cuerpo como el hígado, las extremidades, los pulmones y hasta en el mismo corazón. Consecuentemente, los órganos vitales no reciben la cantidad necesaria de oxígeno y de los nutrientes transportados por la sangre; este cuadro produce daño tisular y reduce la capacidad de los órganos de funcionar adecuadamente. Principalmente, existen dos tipos de insuficiencia cardiaca (Consenso de Asistencia Circulatoria Mecánica, 2003).

Insuficiencia cardiaca sistólica: se produce cuando disminuye la capacidad de contracción del músculo cardiaco. El ventrículo no impulsa a la sangre con suficiente fuerza hacia el resto del cuerpo y queda en la cavidad cardiaca. La sangre, al no poder entrar al corazón, queda acumulada en los pulmones, originando una congestión pulmonar.

Insuficiencia cardiaca diastólica: el corazón no recibe la suficiente cantidad de sangre porque tiene problemas para distenderse. Esto produce acumulación de fluidos en miembros inferiores. Algunos pacientes también pueden sufrir congestión pulmonar.

Para dar solución a esta patología existen actualmente tres posibles alternativas:

Tratamiento farmacológico: mediante el uso de medicamentos digitálicos y diuréticos. Estos medicamentos han demostrado su eficacia al mejorar notablemente los síntomas de la insuficiencia cardiaca congestiva (Christen, 2001).

Transplantes de corazón: se necesita cuando la situación del paciente es crítica y el tratamiento con fármacos no es suficiente para mantener una perfusión sanguínea adecuada.

Asistencia circulatoria mecánica: se indica cuando el estado clínico de un paciente en lista de espera de un corazón donante se agrava poniendo en riesgo su vida; esta indicación se conoce como “puente al transplante” (Wieselthaler, 2000). Asimismo, en algunos pacientes con insuficiencia cardiaca y asistidos mecánicamente se ha observado una mejoría de la función ventricular que permite el explante del sistema. El dispositivo revierte la patología y actúa terapéuticamente como un “puente a la recuperación” clínica e histológica del miocardio enfermo (Farrar, 2002). Actualmente, también se están llevando a cabo diversos estudios en pacientes para evaluar el uso permanente de dispositivos mecánicos implantables como terapia definitiva de la insuficiencia cardiaca (Patel, 2005).

Los dispositivos de asistencia ventricular realizan un puente entre el ventrículo afectado y la arteria que emerge del mismo. Particularmente, los dispositivos que asisten mecánicamente al corazón izquierdo suministran un caudal de sangre en forma continua o pulsátil desde el ventrículo izquierdo a la porción ascendente o descendente de la aorta. Las bombas de flujo axial generan flujo continuo y tienen la ventaja de ser los dispositivos más pequeños, característica que facilita la técnica de implante (Siegenthaler, 2003).

En la Figura 1 se observa el circuito que recorre la sangre en un sistema de asistencia ventricular izquierdo implantable. La cánula de entrada vincula al ventrículo izquierdo con el dispositivo mecánico que succiona la sangre estancada en el ventrículo y la bombea hacia la aorta a través de la cánula de salida.

Entre las complicaciones que pueden surgir en los pacientes tratados con dispositivos de asistencia circulatoria mecánica, se encuentran el tromboembolismo y la hemólisis (Goldsetin, 1998). Estos eventos adversos pueden estar relacionados con la existencia de patrones irregulares en el flujo de sangre dentro del sistema tales como: zonas de baja velocidad; formación de vórtices; separación de flujo o distribución de presiones y tensiones de corte.

La simulación numérica de fluidos constituye una herramienta muy importante para el diseño y desarrollo de órganos artificiales ya que permite determinar detalladamente la dinámica del fluido en geometrías complejas (Burgreen, 2001; Verdonck, 2002). En el campo de las bombas de sangre no pulsátiles, la gran mayoría de los estudios se centran en investigar el comportamiento del flujo de sangre dentro de la bomba (Chan, 2005; Burgreen, 1999, Climenti, 2004); no obstante, el análisis de fluidos también debería incluir a los demás componentes del sistema por los que circula la sangre. De esta manera, estudiar el comportamiento del flujo aórtico, el cual presenta características complejas debido a la geometría 3D de la aorta, cuando interactúa con el flujo de sangre proveniente de la cánula de salida de una bomba de flujo continuo resulta de particular interés.

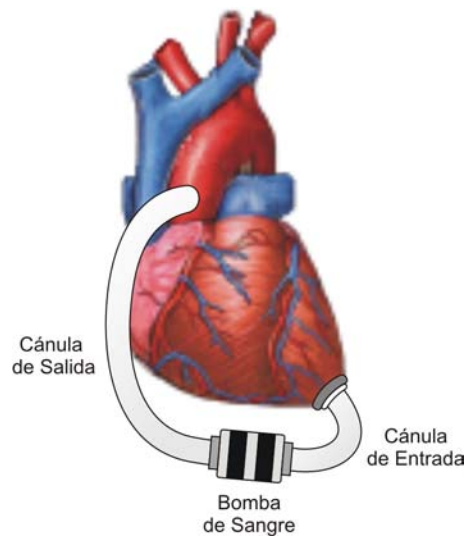


Figura 1: Esquema de conexión de un dispositivo de asistencia ventricular implantable.

En este trabajo se realiza un estudio fluidodinámico comparativo de dos configuraciones de cánulas de salida de un sistema de asistencia ventricular compuesto por una bomba de flujo axial. Se analiza la influencia de las cánulas sobre el comportamiento de la sangre en la zona de intersección de la cánula y la aorta, especialmente cuando interactúan el flujo continuo proveniente de la bomba de flujo axial y el flujo pulsante generado por el ventrículo izquierdo.

2 MATERIALES Y METODOS

2.1 Bomba de asistencia ventricular

La bomba de flujo axial, desarrollada en conjunto por Industrias Metalúrgicas Pescarmona S.A. (IMPESA) y la Fundación Favaloro, está constituida por dos rotores que giran en sentidos contrarios (Camus, 2003; Chimenti, 2004). Este diseño novedoso patentado internacionalmente (Kazatchkov, 2001), tiene la ventaja de disminuir los elementos hidráulicamente activos y estacionarios en el camino de la sangre que puedan dar origen a la formación de trombos (Burgreen, 1999).

2.2 Cánulas de salida

Las cánulas en estudio, CS01 y CS02, tienen un diámetro interno de 13 mm y sus formas geométricas pueden observarse en la Figuras 2 y 3, respectivamente. En ambas figuras también se muestra el ángulo de incidencia de cada una de las cánulas respecto a la aorta,

denominado “ángulo de anastomosis”. La cánula CS01 tiene un ángulo de anastomosis aproximado de 90° , en tanto que en la configuración CS02, el ángulo de anastomosis es de 50° . De acuerdo al lugar en el que se hace la inserción de la cánula, se presentan tramos curvos diferentes, en los cuales es importante determinar la presencia de patrones de flujo ligados a cada tipo de geometría.

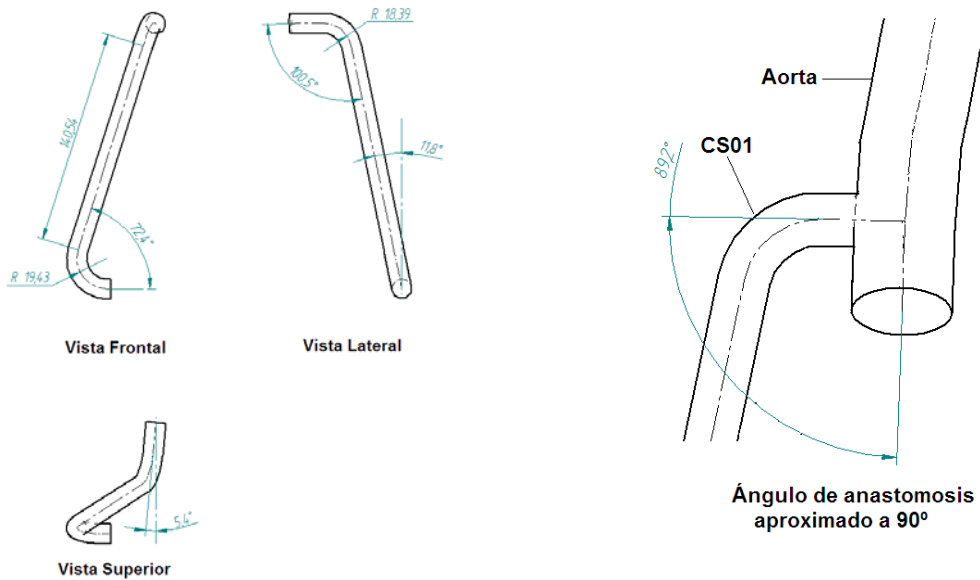


Figura 2: Cánula CS01. Izquierda: geometría. Derecha: conexión entre la cánula de salida y la aorta.

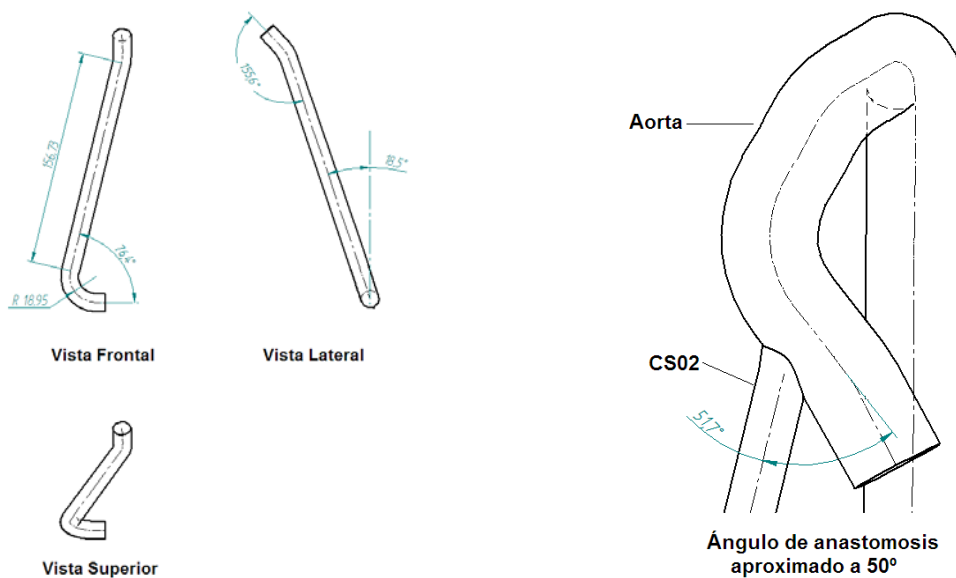


Figura 3: Cánula CS02. Izquierda: geometría. Derecha: conexión entre la cánula de salida y la aorta.

2.3 Generación de mallas

La metodología completa del estudio fluidodinámico se indica en la Figura 4. El primer paso del mismo consiste en generar los modelos geométricos de las cánulas a estudiar y de la arteria aorta.

Existen varios métodos para determinar la morfología de la aorta. En este trabajo, se utilizaron imágenes obtenidas por Tomografía Axial Computada (TAC) con medio de contraste (Figura 5). En ellas, se visualiza el flujo de sangre que es bombeado por el ventrículo izquierdo y que contiene una solución de contraste, por lo que los diámetros destacados de la arteria corresponden a los diámetros internos de la misma en cada una de las secciones. Se observan las curvaturas y dimensiones de la porción ascendente, el arco y el primer tramo descendente de una aorta anatómicamente normal.

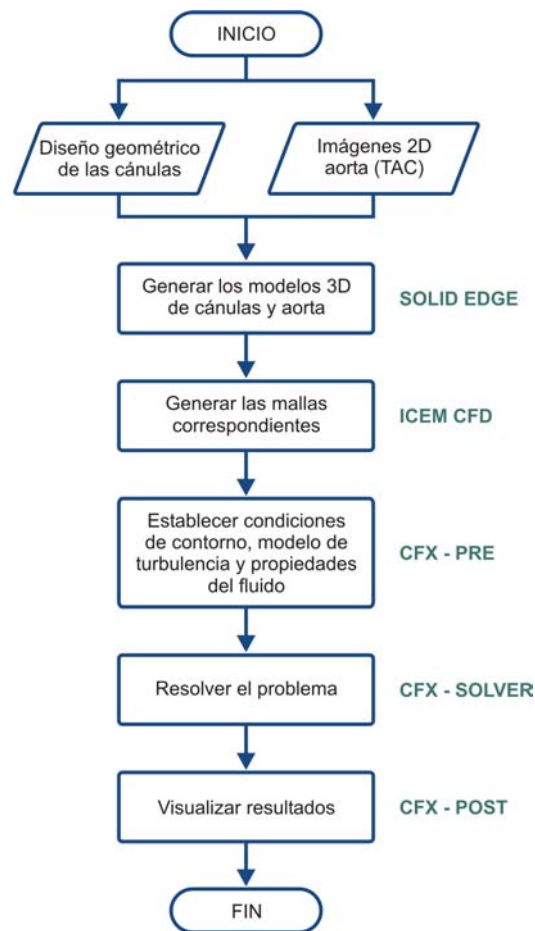


Figura 4: Pasos a seguir en el estudio fluidodinámico.

A partir de estas imágenes, se generó el modelo tridimensional de la aorta utilizando un software de CAD (SOLID EDGE V18, UGS, USA), que incluye una herramienta especial para generar conductos tridimensionales con curvaturas multiplanares.

Los modelos geométricos de aorta y cánulas de salida son exportados a un generador de mallas (ICEM CFD, ANSYS, USA) y mediante un proceso de discretización con elementos HEXA de los volúmenes de control se obtienen las mallas estructuradas correspondientes a cada una de estas geometrías. La utilización de este tipo de elementos permite una adecuada densificación de la malla en zonas de interés, como la región de intersección entre el flujo aórtico y el proveniente de la cánula, o las regiones próximas a contornos sólidos, donde es importante conocer el comportamiento del flujo para determinar zonas de separación, formación de vórtices y distribución de tensiones de corte. Las mallas obtenidas se muestran en la Figura 6, en tanto que el número de elementos y nodos en cada una ellas pueden observarse en la Tabla 1.

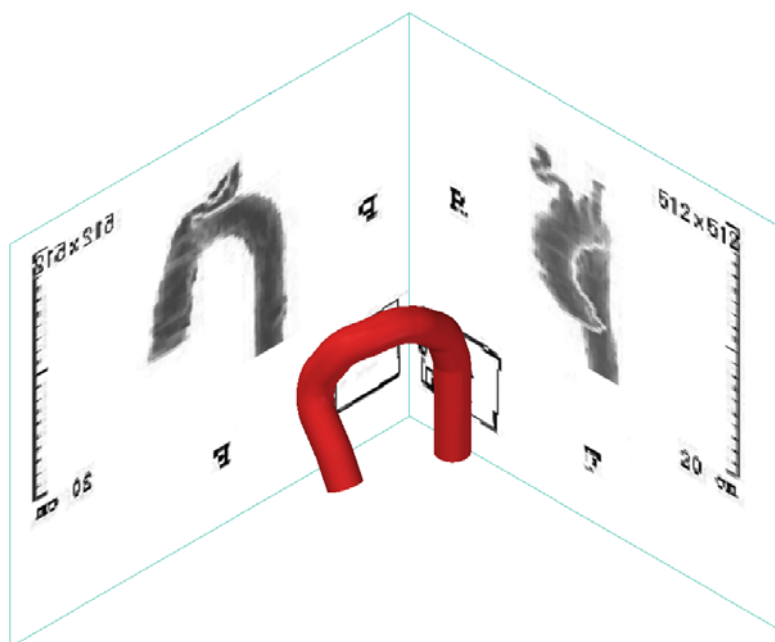


Figura 5: Modelo 3D de la aorta (en rojo) obtenido a partir de imágenes 2D de tomografía axial computada: vista lateral (izquierda) y vista frontal (derecha).

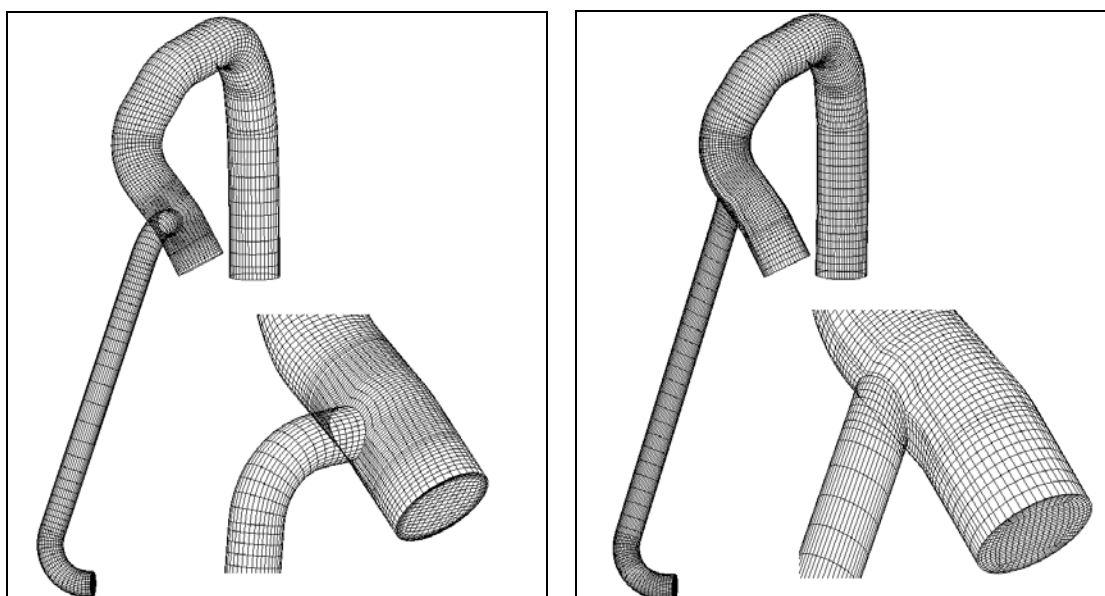


Figura 6: Mallas de las configuraciones CS01 (izquierda) y CS02 (derecha). En forma aumentada, se observa la zona de la anastomosis entre la cánula de salida y la aorta.

Configuración	Malla	Nº Elementos	Nº Nodos
CS01	AO01	53000	56250
	C01	22000	23600
CS02	AO02	74000	71000
	C02	23000	24000

Tabla 1: Número aproximado de elementos y nodos en las diferentes mallas.

2.4 Estudio fluidodinámico

Para estudiar la dinámica de fluidos en la cánula de salida y su interacción con el flujo aórtico se utilizó un software de simulación numérica de fluidos de uso comercial (CFX 10.0, ANSYS, USA), el cual contiene los módulos de pre-procesamiento, solver y post-procesamiento. Este programa resuelve iterativamente las ecuaciones de Navier Stokes, promediadas por el número de Reynolds, mediante el método de Volúmenes Finitos.

Conociendo el fenómeno que ocurre en la realidad es posible definir las características físicas del fluido, como así también las condiciones de contorno sobre cada uno de los modelos y los modelos de turbulencia a adoptar.

2.4.1 Características del fluido a utilizar

Si bien la sangre es un fluido no newtoniano, en este trabajo se considera que la viscosidad asume un valor único y constante e igual a 0.003 Pa·s. Además, se supone una densidad de 1050 Kg/m³. Estos valores corresponden con los adoptados en otros estudios similares (Chan 2005; Burgreen, 1999; Throckmorton, 2004; Chimenti, 2004).

2.4.2 Condiciones de contorno

Inlet aorta

Un corazón sano de una persona adulta bombea en promedio un caudal de sangre de 5 Lts/min (0.0875 Kg/seg) en estado de reposo. La morfología aproximada del flujo de sangre proveniente del ventrículo izquierdo se muestra en la Figura 7 (Nichols, 1990). El valor máximo del flujo (Q_{max}) alcanza los 20 Lts/min (0.35 Kg/seg) y la duración o periodo de un ciclo cardiaco (t_{card}) es igual a un segundo para una frecuencia de 60 latidos por minuto.

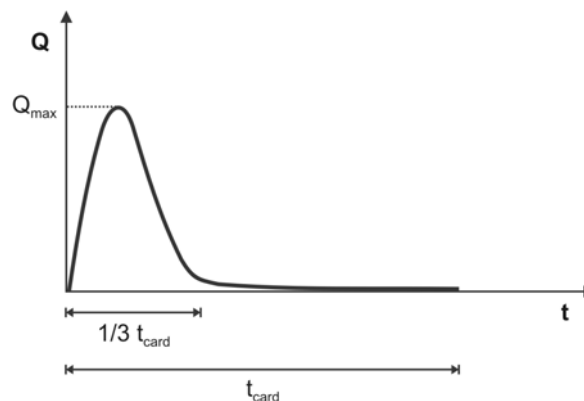


Figura 7: Morfología aproximada del flujo de sangre proveniente del ventrículo izquierdo.

En este trabajo, se supone una disminución en la capacidad de bombeo del corazón, de forma tal que el corazón solo es capaz de bombear 1.5 Lts/min (0.02624 Kg/seg). Si consideramos una distribución semejante a la mostrada en la Figura 7 para un caudal promedio de 1.5 Lts/min, se tendrá un Q_{max} igual a 4.7 Lts/min (0.082 Kg/seg).

La modelación de la onda del flujo $Q(t)$ se logra imponiendo al caudal aórtico una variación sinusoidal dada por la siguiente expresión:

$$Q(t) = \frac{Q_{max}}{2} \cdot \sin\left(\frac{2 \cdot \pi \cdot t}{t_{card}}\right) + \left| \frac{Q_{max}}{2} \cdot \sin\left(\frac{2 \cdot \pi \cdot t}{t_{card}}\right) \right| \quad (1)$$

En donde t_{card} es 0.6 seg y representa una frecuencia cardiaca de 100 latidos por minuto. La

señal resultante se observa en la Figura 8.

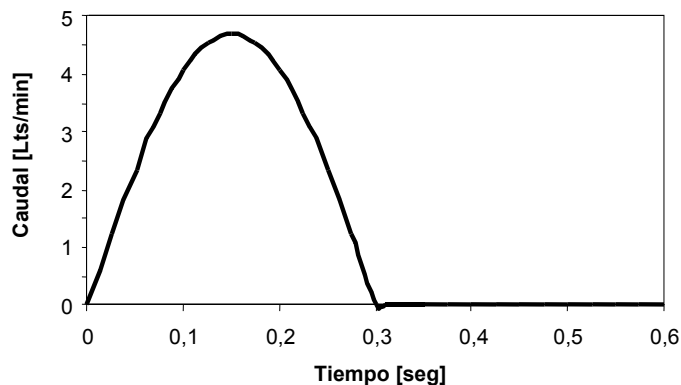


Figura 8: Señal resultante de flujo en función del tiempo.

Otra consideración importante a tener en cuenta es el perfil de velocidades que se tiene en la raíz aórtica. En este trabajo se supone un perfil de velocidades plano. Esta situación es compatible con numerosos estudios *in-vivo*, donde pudo observarse una distribución de velocidades cuasi uniforme con una leve asimetría hacia la parte posterior de la aorta (Chandran, 2001).

Inlet cánula.

En esta condición de contorno se establece el caudal de sangre proveniente del sistema de asistencia ventricular. En este estudio se considera un suministro de 3.5 Lts/min (0.061 Kg/seg) no variable en el tiempo.

Por otro lado, se supone un perfil de velocidades a la entrada de la cánula de salida uniforme y coaxial al eje de la misma, ya que esta situación se logra en la condición de óptimo funcionamiento de la bomba axial anteriormente presentada.

Wall aorta y wall cánula

Se supone una condición de pared sin deslizamiento; por lo tanto, existe un perfil de velocidades que varía desde cero (la pared del conducto) hasta una velocidad constante fuera de la capa límite y que por las características de flujo y de la geometría no se encuentra completamente desarrollada.

Interfase cánula-aorta

Se utiliza en la región de intersección de la malla de la cánula y la malla de la aorta.

Outlet

A la salida del modelo se propone una presión estática relativa de 0 mmHg.

2.4.3 Modelo de turbulencia

La determinación del modelo de turbulencia a adoptar está sujeta al número de Reynolds que se presente en el fenómeno real, por lo cual será necesario analizar por separado tanto el flujo que se desarrolla en aorta, como el flujo en la cánula.

Según el caudal supuesto en aorta ascendente dado por la ecuación (1), el Q_{max} es igual a 4.71 Lts/min. De esta manera, y teniendo en cuenta la definición del número de Reynolds para

conductos, las propiedades físicas de la sangre y las propiedades geométricas de la arteria, se tendrá un valor máximo de Reynolds de aproximadamente 1500.

Para las cánulas en estudio, se supuso un flujo de sangre de 3.5 Lts/min, lo cual equivale a un Reynolds aproximado de 2000.

Los Reynolds máximos en la aorta y en la cánula permiten asumir, para la realización de este trabajo, un modelo de flujo laminar.

Definidas todas las características del modelo, se procede al cálculo y análisis de resultados. Para las dos configuraciones de cánulas propuestas se evalúa: campo vectorial de velocidades, distribución de líneas de corriente en aorta ascendente y cánulas, y rotación en diferentes secciones transversales de la aorta, investigando la posible presencia de zonas de baja velocidad, vórtices y/o separación de flujo. Además, se analiza la distribución de tensiones de corte en cada configuración y se cuantifica la caída de presión a través de ambas cánulas.

3 RESULTADOS

Para la visualización de resultados se propone la siguiente discretización temporal: 0.02; 0.06; 0.12; 0.15; 0.18; 0.24; 0.30; 0.36; 0.42; 0.48; 0.54 y 0.60 segundos.

En las Figuras 9 y 10 se muestra en forma vectorial el campo de velocidades en una sección longitudinal de la aorta ascendente para las configuraciones CS01 y CS02, respectivamente.

En la configuración CS01 puede observarse como el flujo proveniente del sistema de asistencia ventricular o “flujo secundario” (el cual en el instante inicial es completamente perpendicular a la pared posterior de la aorta) comienza a deflectarse aguas abajo de la zona de anastomosis debido al incremento del “flujo principal” proveniente del ventrículo izquierdo (Figura 9, $t = 0.02$ a 0.15). Luego, a medida que decrece el caudal aórtico la deflexión disminuye hasta volver a la posición inicial (Figura 9, $t = 0.18$ a 0.3). En el rango de tiempo $t = 0.3$ a 0.6 se puede apreciar que parte del flujo secundario se dirige desde la zona de anastomosis hacia la raíz aórtica. Asimismo, distal a la cánula, se observa un vórtice el cual a medida que transcurre el tiempo se mueve aguas abajo con dirección hacia el arco aórtico.

En la configuración CS02 (Figura 10) puede verse como el flujo principal influye sobre el secundario a medida que el primero crece en intensidad. En $t = 0.15$ seg (como en la mayoría de los instantes de tiempo en los cuales hay bombeo de sangre desde el ventrículo izquierdo) se distinguen claramente dos flujos, que si bien difieren en velocidad tienen en cada sección una dirección paralela a la del eje medio de la aorta. Uno moja la superficie inferior del arco aórtico mientras que el restante, moja la superficie superior del mismo. Esto es importante ya que lava todos los sectores de la arteria evitando de esta manera la posible formación de trombos por flujo estanco. Por otro lado, la condición de paralelismo (la cual no ocurre en la configuración CS01) muestra un flujo que se desarrolla en forma ordenada (ver Figura 11).

En la Figura 11 se visualizan las líneas de corriente de ambos flujos (azul para el flujo principal y rojo para el secundario) en el instante de tiempo $t = 0.15$ seg para las dos configuraciones. Se pone en evidencia que para la configuración CS01, el flujo principal debe competir contra el secundario y encontrar espacios libres que le permitan fluir aguas abajo. Esto genera una zona de mezcla inmediatamente detrás del flujo proveniente de la cánula. Contrario a esto, se observa en la configuración CS02 que ambos flujos fluyen casi en forma separada. Solo una fracción del flujo principal debe modificar su trayectoria por la presencia del flujo secundario.

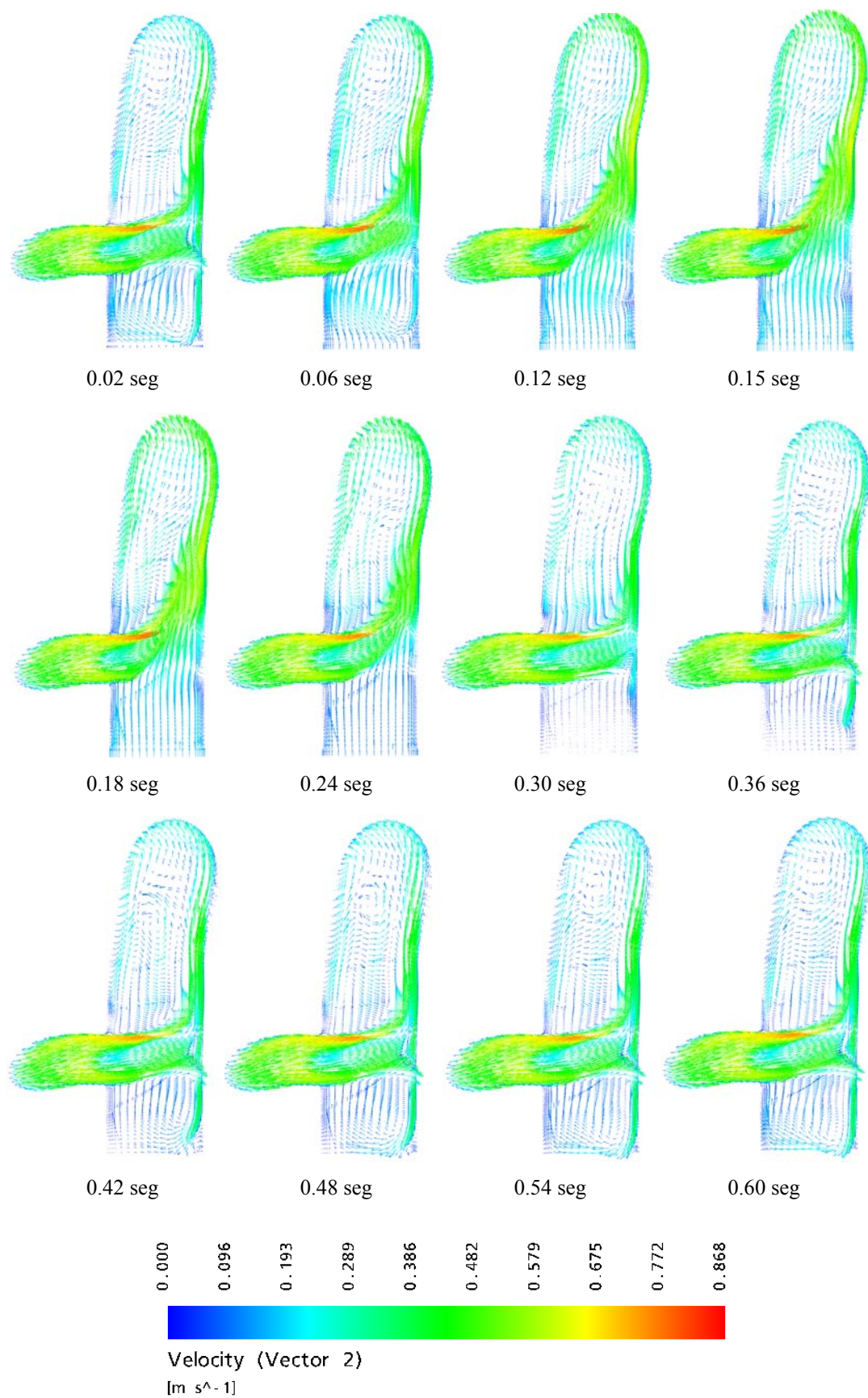


Figura 9: Representación vectorial del campo de velocidades en un plano transversal de la aorta ascendente para la configuración CS01.

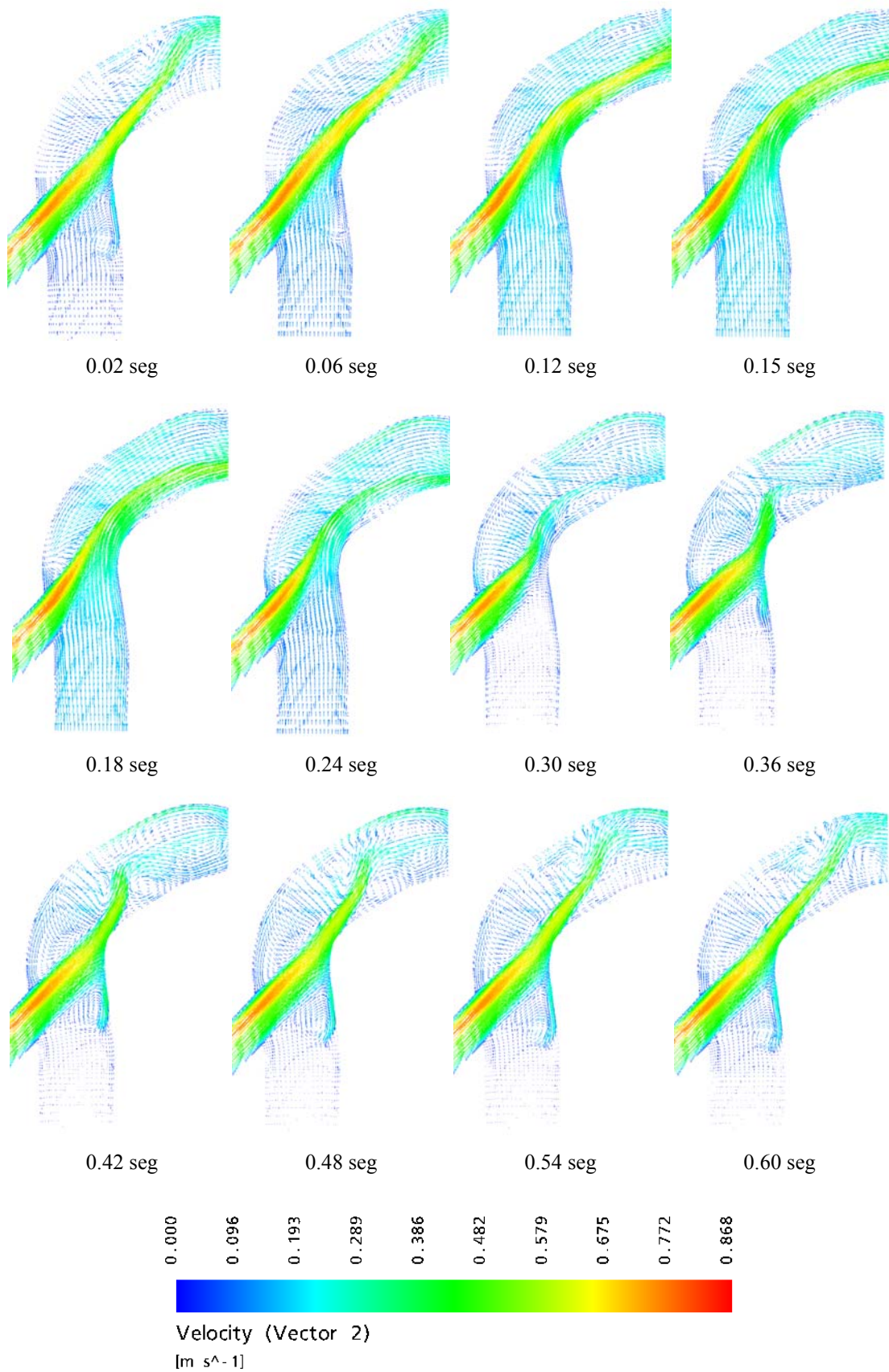


Figura 10: Representación vectorial del campo de velocidades en un plano transversal de la aorta ascendente para la configuración CS02.

La Figura 12 muestra el campo rotacional en distintas secciones transversales de la aorta y para distintos instantes de tiempo. En las tres imágenes superiores la configuración analizada es la CS01. En ellas podemos ver que para $t = 0.15$ seg, existe una componente rotacional en toda la masa de fluido, mientras que para aquellos instantes en los cuales no hay flujo aórtico solo hay componente rotacional en zonas próximas a las paredes de la aorta (zonas de color verde claro). Estas zonas van rotando en sentido horario a lo largo de las distintas secciones transversales, lo cual manifiesta un patrón de flujo helicoidal.

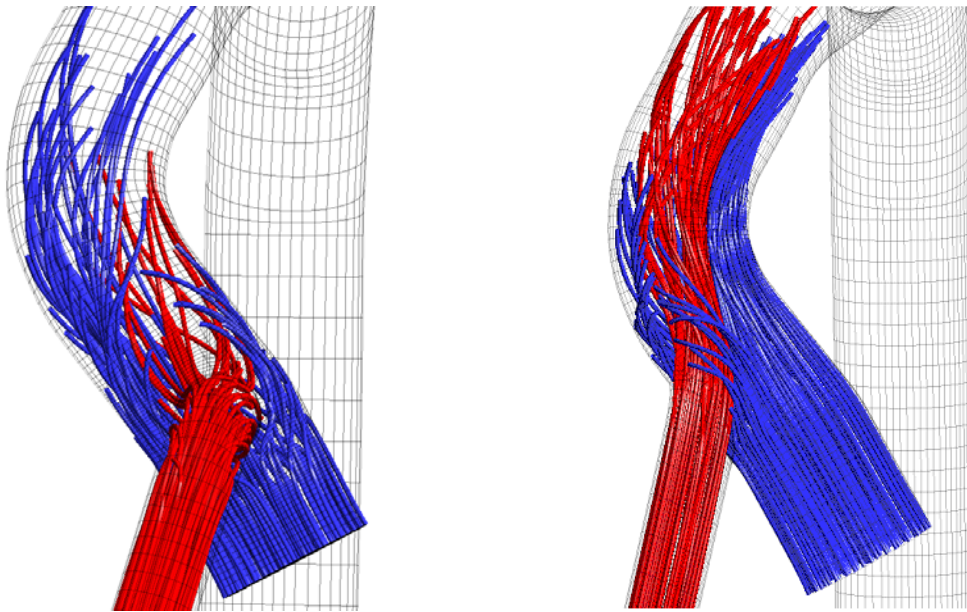


Figura 11: Líneas de corriente en aorta ascendente para 0.15seg. Izquierda: configuración CS01. Derecha: CS02.

En las imágenes inferiores de la Figura 12 (correspondientes a la configuración CS02) las componentes rotacionales son de poca intensidad salvo en aquellas regiones de las secciones transversales en las que actúa el flujo secundario (zona de color verde claro), regiones en donde se evidencia una notoria componente transversal producto del ángulo relativo entre el flujo secundario y las secciones transversales que se analizan.

La Figura 13 muestra las líneas de corriente y las velocidades a lo largo de ambas cánulas. En los tramos con gran curvatura como los codos, se puede observar un flujo que se desarrolla desde la región externa del codo hacia la interna a lo largo de las paredes del mismo. Este fenómeno, que depende del Reynolds, el radio de curvatura y el diámetro del conducto, genera un patrón de flujo transversal tal como se ve en la Figura 14, correspondiente a la configuración CS01. Este patrón de flujo consiste en dos vórtices que giran en sentidos contrarios denominados Vórtices de Dean (Chandran, 2001; Manning 2002). Estos vórtices ubicados en el codo superior de la cánula hacen que el flujo que ingresa a la aorta lo haga rotando, provocando de esta manera, un flujo aún más irregular en dicha región. En la configuración CS02 esto no ocurre ya que la cánula no posee tramos curvos de gran curvatura en la región de anastomosis, aunque cabe aclarar que este fenómeno si se produce en el codo inferior de dicha cánula.

La Figura 15 muestra la distribución de tensiones de corte en ambas configuraciones para los tiempos $t = 0.15$ y 0.6 seg. Para la configuración CS01, los valores de tensión en la pared aórtica son levemente superiores (9.0 Pa) en aquellas regiones donde incide el flujo secundario (claramente identificables por pequeñas regiones de color verde), en tanto que

para la CS02 no se encontraron valores de esta magnitud en la pared aórtica. En ambas configuraciones, el campo de tensiones de corte varía temporalmente.

Por último, en lo que respecta a la caída de presión a través de la cánula, se obtuvo para la configuración CS01 una pérdida de 1.8 mmHg, en tanto que para la CS02, la caída fue de 1.5 mmHg.

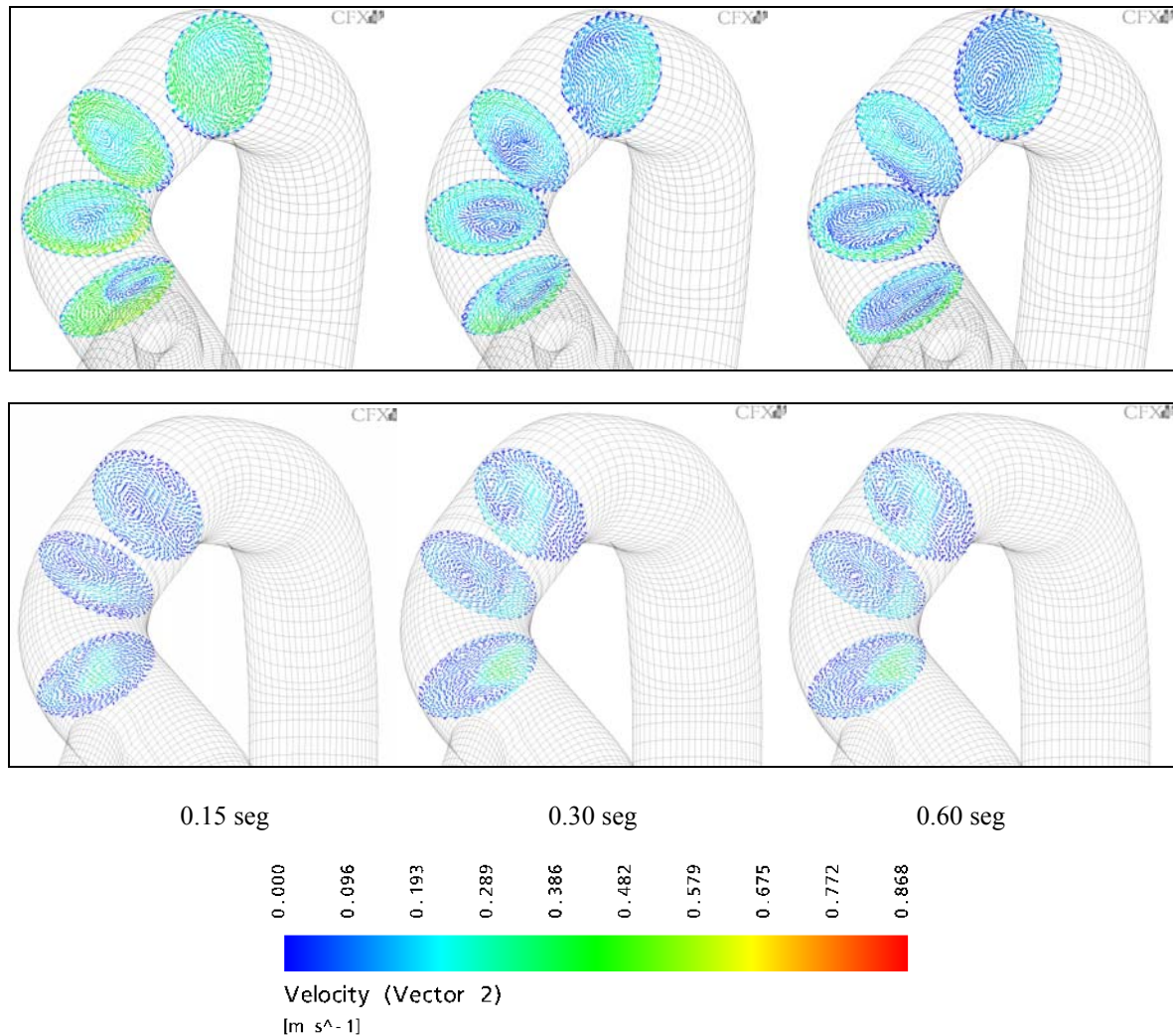


Figura 12: Rotación en diferentes secciones de la aorta: configuración CS01 (superior) y configuración CS02 (inferior).

4 DISCUSION

La arteria aorta es la principal vía de suministro de sangre rica en oxígeno desde el corazón hacia las distintas partes del cuerpo. Ubicada en la parte central del torso, la aorta se encuentra dividida en tres regiones principales: aorta ascendente, arco aórtico y aorta descendente. Su geometría 3D es compleja con tramos curvos multiplanares y secciones transversales que varían a lo largo de la arteria, lo cual hace que el flujo de sangre que se desarrolla en su interior sea de características diferentes a las que puedan estudiarse en un conducto de curvatura simple (Chandran, 2001).

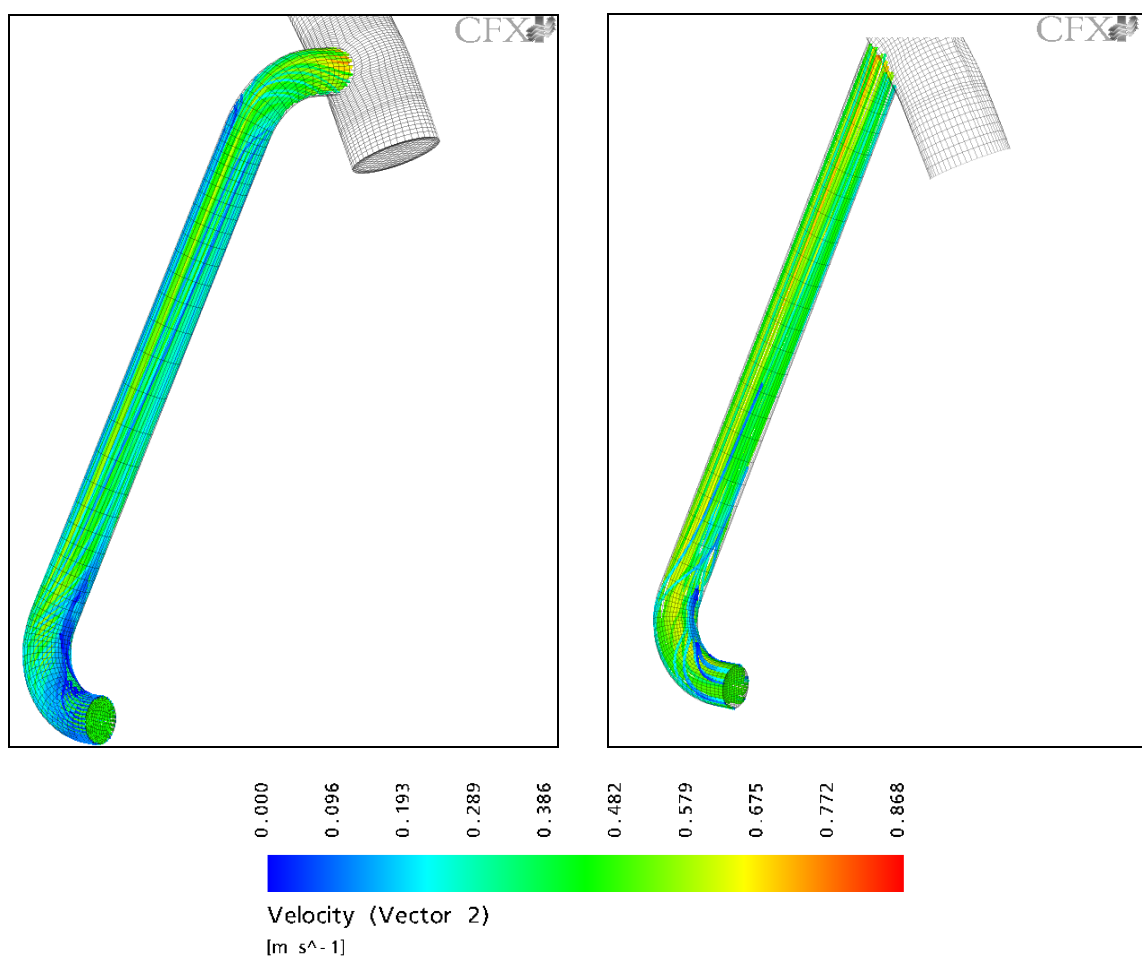


Figura 13: Líneas de corriente en cánulas CS01 (izquierda) y CS02 (derecha).

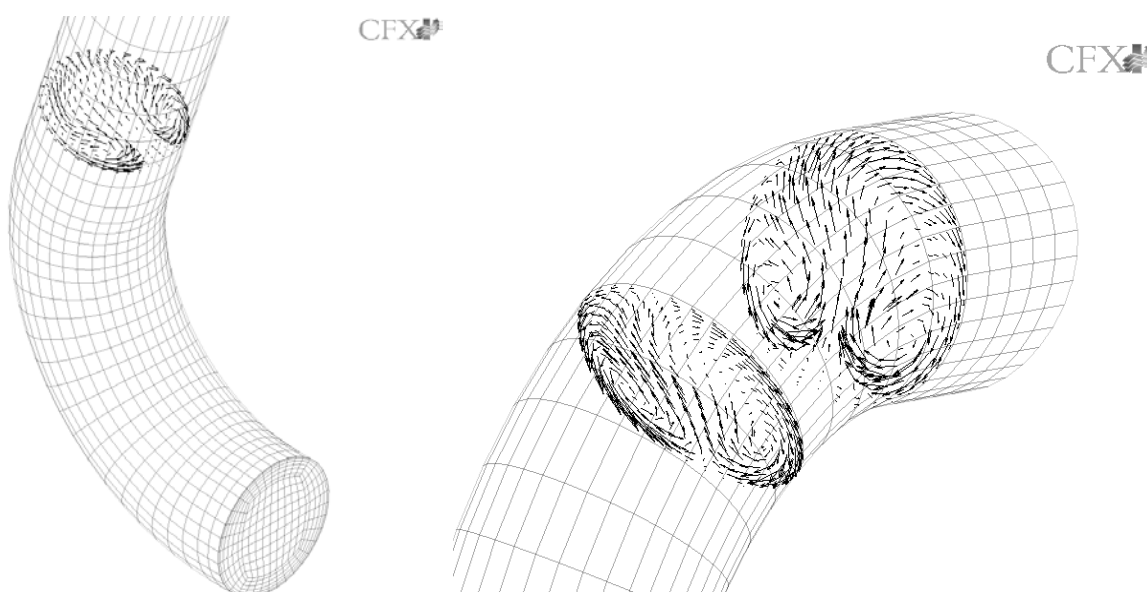


Figura 14: Vórtices de Dean en la configuración CS01. Izquierda: codo inferior. Derecha: codo superior.

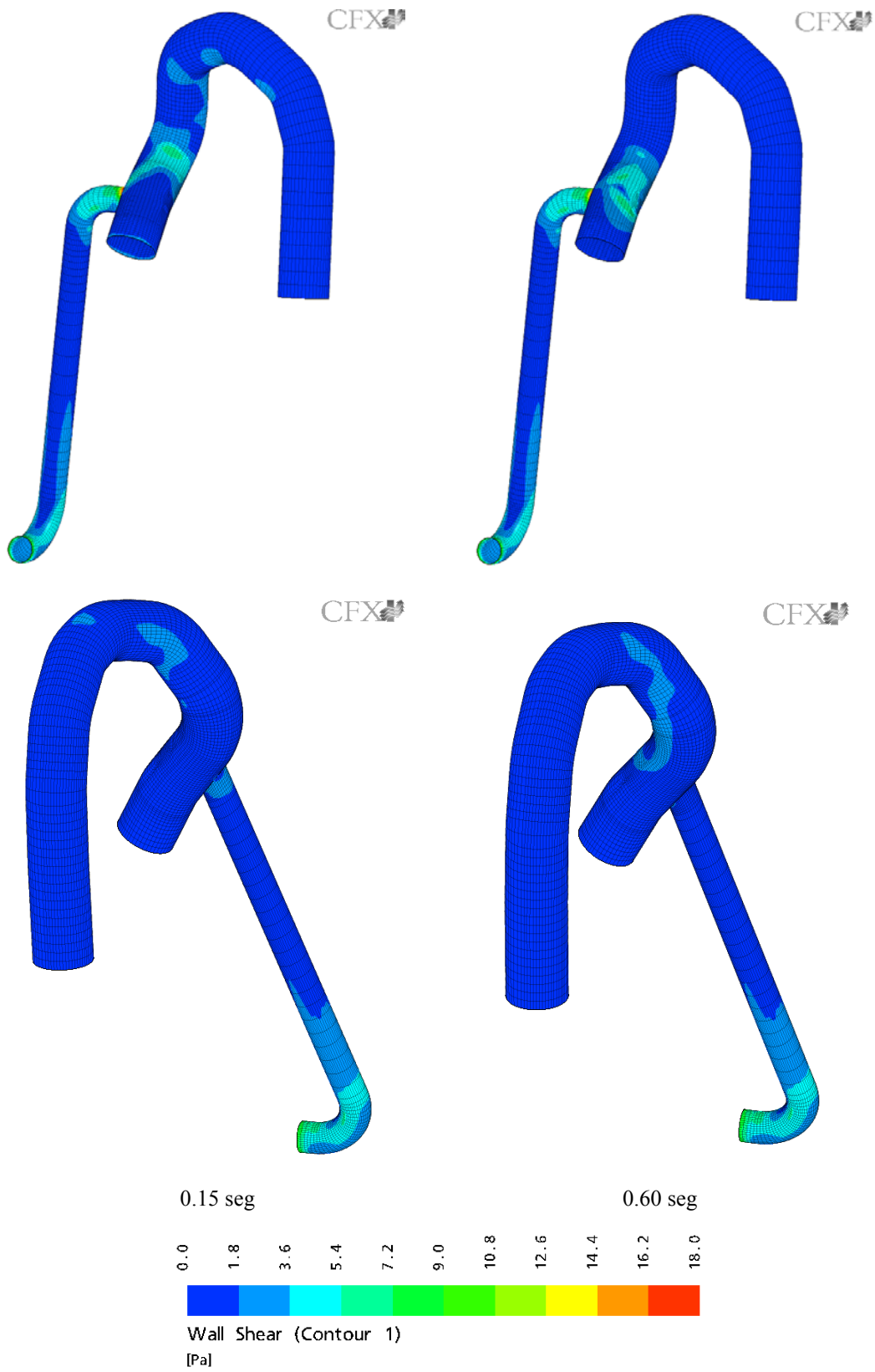


Figura 15: Distribución de tensiones de corte ($t = 0.15$ seg y $t = 0.60$ seg) en CS01 (superior) y CS02 (inferior)

Durante muchos años se han realizado numerosos estudios para determinar el comportamiento de la sangre cuando es bombeada desde el ventrículo izquierdo al resto del sistema circulatorio. Se han realizado experimentos *in-vitro* empleando técnicas tales como Particle Image Velocimetry o Particle Tracking para visualizar el campo de movimiento en modelos físicos que reproducen las características propias de la arteria, como las bifurcaciones en el arco aórtico y en la aorta descendente, la compleja geometría 3D y la elasticidad de las paredes de la arteria, entre otras (Chandran, 2001). Por razones de practicidad, estas condiciones a veces no pueden ser cumplidas en su totalidad, por lo cual se llega a modelos aproximados del fenómeno real que se desea analizar.

Asimismo, se ha medido *in-vivo* el campo de velocidades en animales y seres humanos utilizando los métodos de Anemometría de Hilo Caliente, Ultrasonido Doppler o Magneto Resonancia, los cuales permiten determinar los perfiles de velocidad en distintos sectores de la arteria (Chandran, 2001).

Recientemente y con el considerable crecimiento de las herramientas numéricas se han realizado estudios similares basándose en la simulación numérica de fluidos. Si bien, al igual que en simulaciones físicas, el correcto modelado de la geometría de la arteria es una de las principales limitaciones de la técnica, es posible aproximarla a la real mediante el uso de imágenes obtenidas por Resonancia Magnética Nuclear (Mori, 2001), Angiografía y Ultrasonido Intra Vascular (Luna, 2004) o Tomografía Axial Computada. Todo esto sumado a la posibilidad de establecer las condiciones de contorno que se deseen y de trabajar con flujos estacionarios o transitorios que simulen el efecto pulsante del corazón en el flujo de sangre (Nakamura, 2004), hacen a la simulación numérica de fluidos una herramienta de particular interés para determinar en forma cualitativa y cuantitativa el campo de movimiento de la sangre dentro de una arteria.

La simulación numérica de fluidos también es ampliamente utilizada en el desarrollo de órganos artificiales y prótesis. Su aplicación ha permitido disminuir tiempos y costos de desarrollo al facilitar la obtención de un diseño optimizado del dispositivo antes de la construcción del prototipo (Verdonck, 2002). El análisis de la circulación de la sangre dentro del dispositivo permite detectar potenciales zonas de formación de trombos, y también revelar cualitativamente el carácter hemolítico del mismo. Estos dos puntos a resolver por cualquier prótesis que permanecerá en contacto con sangre, se encuentran dentro de las complicaciones más significativas que presentan los pacientes asistidos mecánicamente (Goldsetin, 1998).

Numerosos trabajos se han realizado para simular y analizar el flujo de sangre a través del rotor y del difusor de bombas de flujo continuo (Chan, 2005; Burgreen, 1999; Chimenti, 2004), pero escasos estudios se han efectuado para evaluar los restantes elementos en contacto con sangre que componen un sistema de asistencia ventricular (Song, 2004).

Las cánulas que conectan un sistema de asistencia ventricular al circuito sanguíneo de un paciente son conductos fabricados con materiales biocompatibles como silicona medicinal o PVC de grado médico que garantizan una buena compatibilidad biológica. También deben tener cierta flexibilidad para permitir que la cánula se adecue a las diferentes condiciones anatómicas del paciente. Además de estos dos criterios, en el diseño de cánulas es de vital importancia optimizar su configuración geométrica con el objeto de eliminar las zonas de estancamiento, recirculación y separación del flujo, y de minimizar las pérdidas de presión.

Particularmente, en las cánulas que conectan la salida de una bomba de sangre con la porción ascendente de la aorta es importante analizar la interacción de los flujos provenientes de la bomba de sangre y del ventrículo izquierdo para descubrir, en la zona de anastomosis, patrones irregulares en el flujo que puedan provocar efectos adversos. Sin embargo, esta temática aún no ha sido abordada en detalle. Sankaranayanan et al (2005) y Abraham et al

(2004) presentan en sus respectivos trabajos, estudios de la dinámica del flujo sanguíneo en by pass arteriales que muestran el comportamiento del flujo de sangre al pasar de un conducto de mayor diámetro a otro de menor diámetro, como así también la influencia de los ángulos de anastomosis, observándose patrones de flujo similares a los obtenidos en este trabajo en regiones próximas a la de anastomosis (particularmente para grandes ángulos), pero en ambos casos solo está presente un único flujo de sangre .

En el presente trabajo se muestra un estudio fluidodinámico comparativo entre dos configuraciones de cánula de salida conectadas a la aorta ascendente; donde la principal diferencia entre ellas radica en el ángulo de anastomosis. Se desprende del mismo que para las condiciones de contorno establecidas, un ángulo de anastomosis de 50° es más adecuado que uno de 90° ya que se evitan fenómenos indeseados en el flujo que pueden llegar a ser motivo de formación de coágulos, especialmente en zonas ubicadas inmediatamente aguas abajo de la región de anastomosis. Por otro lado, se puede ver en la configuración CS02 que durante el periodo de bombeo del corazón, en el tramo ascendente de aorta ambos flujos se desarrollan en forma ordenada.

Cabe destacar que en la configuración CS01 favorece un flujo hacia la válvula aórtica mayor que el ocasionado por la configuración CS02. Si bien esto genera una zona de recirculación aguas arriba de la anastomosis, la misma podría tener la consecuencia beneficiosa de aumentar el flujo sanguíneo en arterias coronarias incrementando el aporte de oxígeno al músculo cardíaco.

Una ventaja adicional de la cánula correspondiente a la configuración CS02 es que no posee un segundo codo. De esta manera, se evita la rotación del flujo secundario que ingresa a la aorta. Manning y Millar (2001; 2002) demostraron mediante técnicas de visualización de fluidos en ensayos *in-vitro* que los ángulos agudos de las cánulas pueden generar zonas de estancamiento y recirculación. Estos patrones de flujo, relacionados con la formación de trombos, podrían ser el origen de accidentes cerebrovasculares y eventos de tromboembolismo en los pacientes.

En ambas configuraciones, la influencia pulsante del flujo proveniente del ventrículo izquierdo genera una oscilación en el flujo de sangre que ingresa a la aorta a través de la cánula. Esta oscilación es mayor cuanto menor es la velocidad de giro de la bomba de flujo axial.

En cuanto a la distribución de tensiones de corte, la configuración CS02 presenta en la pared arterial tensiones de corte de menores que las que se encuentran en la pared arterial para la configuración CS01. Los niveles de esfuerzos de corte a los que será sometido un glóbulo rojo al circular por el sistema determinan el grado hemolítico del dispositivo. Altos valores de tensiones de corte provocan la destrucción de los eritrocitos, mientras que tensiones menores provocan debilitamiento. En etapas de diseño, la simulación numérica de fluidos permite evaluar cualitativamente y comparar el carácter hemolítico de diferentes configuraciones alternativas para optar por la mejor.

La función utilizada en este estudio para simular la pulsatilidad ventricular considera un tiempo de sístole y diástole idéntico (igual a 0.3 seg); esto permite representar la variación del flujo en aorta ascendente con funciones sinusoidales como la expresada en la ecuación (1). Si bien esta situación puede no representar una situación normal, puede suceder en determinadas condiciones fisiológicas y patológicas, por lo que es una expresión adecuada a los efectos de estudiar los fenómenos transitorios que ocurren en la aorta.

La malla de aorta utilizada no tuvo en cuenta a las tres grandes arterias que emergen de la porción transversal del arco aórtico e irrigan los miembros superiores y la cabeza. En función de la imagen visualizada en TAC, se supuso un diámetro constante de 25 mm a lo largo de

todo el arco aórtico. Se presume que al estar estas tres arterias lejos de la región de interés, la influencia que podrían ocasionar es mínima. Esta simplificación ha sido efectuada previamente (Mori, 2001; Nakamura, 2004). Por otro lado, puede notarse que para cada configuración en estudio se realizaron las correspondientes mallas de aorta (AO01 y AO02). Esto se debe a que al cambiar la posición de anastomosis, la estrategia del mallado tuvo que modificarse.

En conclusión, este trabajo demuestra la importancia de la simulación numérica de fluidos en el diseño de las cánulas de un sistema de asistencia ventricular. Se evaluó desde el punto de vista fluidodinámico la posición relativa de la cánula respecto a la arteria aorta. Los resultados permiten afirmar que se minimizan los patrones irregulares del flujo sanguíneo mientras menor sea el ángulo relativo y mientras más distal a la válvula aórtica sea la región de anastomosis. Por lo tanto, el ángulo y la posición de la anastomosis representan dos aspectos importantes a tener en cuenta para el diseño de las cánulas.

REFERENCIAS

- F. Abraham, M. Behr y M. Heinkenschloss. Shape optimization in steady blood flow: A numerical study of non-newtonian effects. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, 8(2):127-137, 2005.
- G.W. Burgreen, J.F. Antaki, Z.J. Wu y A.J. Holmes. Computational fluid dynamics as a development tool for rotary blood pumps. *Artificial Organs*, 25(5):336-340, 2001.
- G.W. Burgreen, J.F. Antaki, J. Wu, P. le Blanc y K.C. Butler. A computational and experimental comparison of two outlet stators for the Nimbus LVAD. *ASAIO Journal*, 45(4):328-333, 1999.
- J.M. Camus, A. Bertolotti, G.A. Nicolini, L. Varela, E. de Forteza y R. Favalaro. Evaluación ex-vivo de una nueva bomba de flujo axial. Anales del XIV Congreso Argentino de Bioingeniería, Cordoba, Argentina, 2003.
- W.K. Chan, Y.W. Wong, W. Ong, S.Y. Koh y V. Chong. Numerical investigation of the effects of the clearance gap between the inducer and impeller of an axial blood pump. *Artificial Organs*, 29(3):250-258, 2005.
- K.B. Chandran. Flow Dynamics in the human aorta: Techniques and applications. En: Cardiovascular Techniques: Biomechanical Systems, techniques and applications (C. J. Leondes, ed.), CRC Press LLC, Boca Raton, FL, 2001.
- M. Chimenti, L. Varela, E. de Forteza y R. Favalaro. Computational fluid dynamics analysis of a novel axial flow blood pump with two counter-rotating impellers. *Mecánica Computacional* (G.Buscaglia, E.Dari y O.Zamonsky, eds.), Bariloche, Argentina, 23:1483-1489, 2004.
- A.I. Christen. Medical treatment of chronic heart failure. En: Cardiovascular failure. Pathophysiological bases and management (Fischer EIC, ed.), Fundación Universitaria Dr. René G. Favalaro, Buenos Aires, Argentina, 207-245, 2001.
- Consenso de Asistencia Circulatoria Mecánica. *Revista Argentina de Cardiología*, 71(6):37-51, 2003.
- D.J. Farrar, W.R. Holman, L.R. McBride, R.L. Kormos, T.B. Icenogle, P.J. Hendry, C.H. Moore, D.Y. Loisanca, A. El-Banayosi y H. Frazier. Long-term follow-up of Thoratec ventricular assist device bridge-to-recovery patients successfully removed from support after recovery of ventricular function. *Journal of Heart and Lung Transplantation*, 21(5):516-521, 2002.
- D.J. Goldsetin, M.C. Oz y E.A. Rose. Implantable left ventricular assist devices. *The New England Journal of Medicine*, 339(21): 1522-1533, 1998.

- A. Kalangos. Transaortic inflow and outflow cannula for centrifugal mechanical assistance. *Artificial Organs*, 24(9):757-760, 2000.
- L. Kazatchkov y L. Varela. Continuous flow rotary pump. US Patent 6,247,892 B1, 2001.
- P.N. Luna, F. Gabaldón, F. Plaza y J.M. Goicolea. Simulación de la interacción flujo sanguíneo - pared arterial en la arteria coronaria izquierda. Anales del XV Congreso Argentino de Bioingeniería, Entre Ríos, Argentina, 2005.
- K.B. Manning y G.E. Miller. Downstream flow irregularities in an outlet cannula of a rotary ventricular assist device. Bioengineering Conference, ASME, BED 50:479-480, 2001.
- K.B. Manning y G.E. Miller. Flow through an outlet cannula of a rotary ventricular assist device. *Artificial Organs*, 26(8):714-123, 2002.
- D. Mori y T. Yamaguchi. Construction of the CFD model of the aortic arch based on MR images and simulation of the blood flow. International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality, IEEE, 111-116, 2001.
- M. Nakamura, S. Wada, S. Yokosawa, H. Isoda, K. Tsubota y T. Yamaguchi. Flow in an integrated model of heart and aorta. XXI International Congress of Theoretical and Applied Mechanics, Warsaw, Poland, 2004.
- W.W. Nichols y M.F. O'Rourke. McDonald's blood flow in arteries: Theoretical, experimental and clinical principles, London, UK, Edward Arnold, 1990.
- S.M. Patel, A.L. Throckmorton, A. Untaroiu, P.E. Allaire, H.G. Wood y D.B. Olsen. The status of failure and reliability of artificial blood pumps. *ASAIO Journal*, 51:440-451, 2005.
- M. Sankaranarayanan, L. Chua, D.N. Ghista y Y.S. Tan. Computational model of blood flow in the aorto-coronary bypass graft. *BioMedical Engineering OnLine*, 4:14, 2005.
- M.P. Siegenthaler, J. Martin y F. Beyersdorf. Mechanical circulatory assistance for acute and chronic heart failure. *Journal of Interventional Cardiology*, 16(6):563-572, 2003.
- X. Song, H.G. Wood, P.E. Allaire, J.F. Antaki y D.B. Olsen. Inlet and outlet devices for rotary blood pumps. *Artificial Organs*, 28(10):911-915, 2004.
- A.L. Throckmorton, A. Untaroiu, P.E. Allaire, H.G. Wood, G.P. Matherne, D.S. Lim, B.B. Peeler y D.B. Olsen. Computational analysis of an axial flow pediatric ventricular assist device. *Artificial Organs*, 28(10):881-891, 2004.
- P. Verdonck. The role of computational fluid dynamics for artificial organ design. *Artificial Organs*, 26(7):569-570, 2002.
- G.M. Wieselthaler, H. Schima, M. Hiesmayr, R. Pacher, G. Laufer, G.P. Noon, M. DeBakey y E. Wolner. First clinical experience with the DeBakey VAD continuous-axial-flow pump for bridge to transplantation. *Circulation*, 101(4):356-359, 2000.