

INFLUENCIA DEL COMPORTAMIENTO NO NEWTONIANO DE LA SANGRE EN LAS TENSIONES CORTANTES SANGRE-ENDOTELIO EN UN DISPOSITIVO DE CIRUGIA EXTRACORPOREA.

Jorge Leiva^{*,†}, Fabián Bonetto^{,†}, Fernando Basombrío[†].**

^{*} Grupo de Mecánica Computacional del CAB
Centro Atómico Bariloche, CNEA
Av. Bustillo Km. 9,500, San Carlos de Bariloche, R8402AGP Río Negro, Argentina

^{*} Laboratorio de Cavitación y Biotecnología del CAB
Centro Atómico Bariloche, CNEA
Av. Bustillo Km. 9,500, San Carlos de Bariloche, R8402AGP Río Negro, Argentina

[†] Instituto Balseiro,
Centro Atómico Bariloche, CNEA
Av. Bustillo 9,500 R8402AGP Bariloche, R. N., Argentina
e-mail: leivaj@ib.cnea.gov.ar

Palabras Clave: Flujo No Newtoniano, Tensiones Cortantes, Láser-Doppler, Circulación Extracorpórea.

Resumen. *En este trabajo se comparan los resultados obtenidos en la simulación computacional, por el método de elementos finitos, de una cánula de inyección de sangre correspondiente a un dispositivo de circulación extracorpórea; utilizando para la sangre un modelo no newtoniano (modelo de Casson) y el clásico modelo newtoniano. Se analizan particularmente las tensiones cortantes sangre – endotelio, dada su relevancia fisiológica en el daño endotelial. Así también, se contrastan dichos resultados con mediciones experimentales obtenidas por anemometría Láser-Doppler.*

Los resultados obtenidos muestran importantes diferencias (del orden del 20%) en los valores de tensiones cortantes calculadas con los distintos modelos constitutivos. Las tensiones calculadas con el modelo no newtoniano son mayores que las obtenidas del cálculo newtoniano, siendo este último optimista respecto a los valores máximos de tensión cortante asociados al daño endotelial. La comparación entre los flujos calculados y los medidos experimentalmente muestran una buena concordancia.

1. INTRODUCCIÓN

La circulación extracorpórea es la técnica que permite la detención cardíaca y la intervención quirúrgica del corazón y vasos cercanos, mediante la conexión del paciente a un circuito hidráulico externo y una bomba de perfusión. La sangre se toma de las venas femorales, pasa por una bomba y un oxigenador, inyectándose luego en la aorta¹. En la Figura 1 se muestra la zona de inyección de dicho dispositivo.

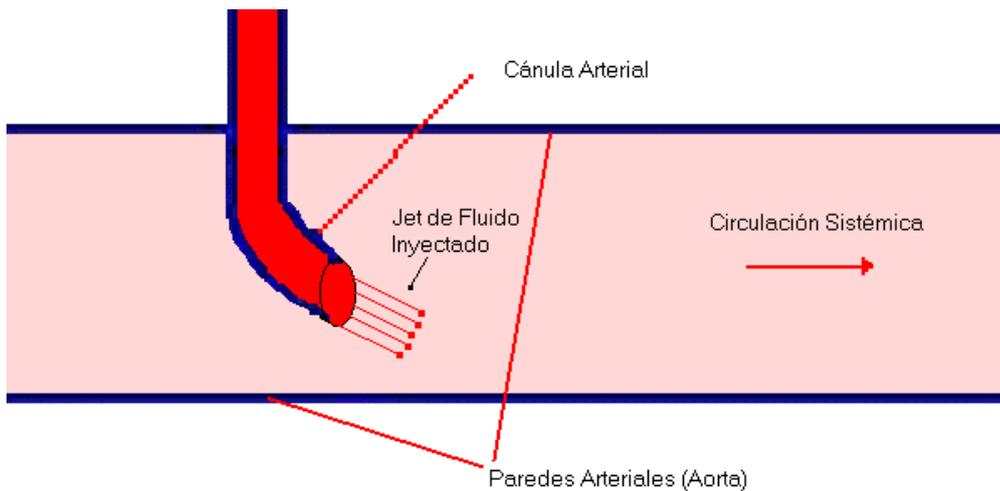


Figura 1: Esquema de la zona de inyección de un dispositivo de circulación extracorpórea.

Uno de los problemas principales de la inyección auxiliar de sangre, se centra en la incidencia de un flujo concentrado y de alta velocidad proveniente de la cánula de inyección sobre el lecho de la arteria receptora. Este puede provocar daños sobre el tejido endotelial, los cuales a su vez, pueden inducir a la formación de trombos y su posterior migración aumentando así el riesgo de infarto cerebral.

El objetivo de este trabajo es calcular, mediante los métodos de la dinámica de fluidos computacional, las tensiones de corte ejercidas por la sangre sobre la pared arterial, siendo estas un parámetro determinante en el daño sufrido por el endotelio. A efectos de la confiabilidad de los resultados, es de gran interés analizar la influencia de la utilización de un modelo constitutivo no newtoniano para la sangre (modelo clásico de Casson), respecto de la utilización de un modelo newtoniano. Una vez obtenidos los resultados numéricos, se comparan estos con mediciones experimentales del flujo realizadas por la técnica de anemometría Láser-Doppler.

En los apartados 2.1 y 2.2 se detallan, respectivamente, el modelado matemático y numérico del problema. En el apartado 2.3 se describe la facilidad experimental empleada para las mediciones de flujo. Los resultados y su discusión se presentan en el apartado 3. El apartado 4 contiene las conclusiones.

2. MÉTODOS

2.1 Modelado Matemático.

Las hipótesis asociadas al problema a resolver son:

- Paredes Rígidas: Se considerará que tanto la arteria como la cánula se comportan como sólidos rígidos, es decir, no se tendrán en cuenta los fenómenos elásticos asociados a la flexibilidad arterial² o de la cánula.

- Fluido Newtoniano Generalizado: Para este modelo de fluido, la viscosidad sólo se considera dependiente de la velocidad de deformación (γ). De este modo se excluyen fenómenos del tipo elástico en el fluido, considerando únicamente las características viscosas de la sangre³.

- Flujo Incompresible: hipótesis basada en la composición mayormente acuosa del plasma sanguíneo.

- Flujo Laminar: valores de Re (número de Reynolds) ≤ 1000 en el caso aquí tratado.

El problema corresponde entonces a un flujo tridimensional, laminar, incompresible, viscoso, newtoniano generalizado. Las ecuaciones de movimiento son similares a las ecuaciones de Navier Stokes, salvo el hecho de que la viscosidad es función de la velocidad de deformación (γ).

La ecuación que cierra el sistema compuesto por las ecuaciones de continuidad y conservación de momento, la cual relaciona la tensión con la deformación (ecuación constitutiva), presenta la siguiente expresión para un fluido newtoniano generalizado;

$$\bar{\sigma} = -p\bar{1} + 2\mu_{(\hat{d})}\bar{D} \quad (1)$$

donde, $\bar{D} = \frac{\bar{\nabla}\bar{v} + \bar{\nabla}\bar{v}^T}{2}$ es el tensor tasa de deformación y $\hat{d} = \sqrt{\frac{\bar{D}:\bar{D}}{2}}$ es el segundo invariante del tensor antes mencionado, relacionado a la velocidad de deformación por la expresión $\gamma = 2\hat{d}$. La forma en la cual la viscosidad cambia con la velocidad de deformación depende del modelo constitutivo utilizado.

En el caso de la sangre uno de los modelos viscosos más utilizado, debido a su correlación con los datos experimentales, es el denominado modelo de Casson⁴. Este modelo propone la existencia de una tensión de corte umbral (Y) debajo de la cual la sangre no fluye. Esta tensión umbral modela el fenómeno de aglomeración de los glóbulos rojos (*rouleaux*) que componen la parte mayoritaria de las sustancias no disueltas que transporta la sangre, representando la tensión necesaria para romper las estructuras de glóbulos rojos y hacer fluir a la misma. Asimismo, basado en la observación experimental del comportamiento aproximadamente newtoniano de la sangre a grandes velocidades de deformación, el otro parámetro relevante de este modelo es la viscosidad asintótica (μ_∞), la cual engloba el fenómeno del flujo de un fluido que transporta partículas en suspensión.

El modelo de Casson es una variante del conocido modelo de Bingham⁴ para un fluido plástico ideal. La relación funcional entre la tensión y la deformación está dada por la expresión;

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{Y} + \sqrt{2\mu_{\infty}\hat{d}}. \quad (2)$$

Quedando entonces la viscosidad aparente $\mu_{(\hat{d})} = \frac{\tau}{\dot{\gamma}}$ expresada por:

$$\mu_{(\hat{d})} = \left(\sqrt{\mu_{\infty}} + \sqrt{\frac{Y}{2\hat{d}}} \right)^2 = \mu_{\infty} + \sqrt{\frac{2\mu_{\infty}Y}{\hat{d}}} + \frac{Y}{2\hat{d}}. \quad (3)$$

Por ser el modelo de Casson singular para $\hat{d} = 0$, existen ciertas complicaciones en su implementación computacional. Por ello, una variante común a este, consiste en acotar el valor de la viscosidad cerca de $\hat{d} = 0$ (Cut - Off) por un valor constante;

$$\mu_{(\hat{d})} = \lambda \mu_{\infty} \quad \forall \quad \hat{d} \leq \hat{d}_c.$$

Se puede mostrar⁵ que las diferencias entre este modelo y el modelo de Casson se hacen suficientemente pequeñas para $\lambda \geq 1000$ para el flujo estacionario en tubos rectos (mediante soluciones exactas).

Puede mostrarse⁵ que un conjunto de números adimensionales posible para caracterizar el problema, basados en los parámetros μ_{∞} , Y , ρ (densidad del fluido), V_0 (velocidad característica del flujo) y x_0 (longitud característica de la geometría) lo forman los siguientes:

$$Re_{\infty} = \frac{\rho \cdot V_0 x_0}{\mu_{\infty}}, \quad \text{el número de Reynolds, que representa el cociente entre las}$$

fuerzas inerciales y las viscosas.

$$Ca = \frac{Y \cdot x_0}{\mu_{\infty} V_0} = \frac{Y}{\tau_{\infty}}, \quad \text{el número de Bingham, que representa el cociente entre la}$$

tensión umbral (fenómeno no lineal) y las tensiones de corte viscosas asintóticas (fenómeno lineal).

Por último, las condiciones de contorno aplicadas en este trabajo serán condiciones de Dirichlet (velocidad impuesta) en las entradas y de fuerza nula (Neumann) en la salida.

2.2 Modelado Numérico.

La simulación computacional se realizó utilizando una versión generalizada del código PARFEMCO⁶ que resuelve las ecuaciones de Navier Stokes Generalizadas (para un fluido newtoniano generalizado) en dominios 3D por el Método de Elementos Finitos. Los elementos utilizados son del tipo P1-P1 (velocidad-presión) estabilizados mediante un esquema S.U.P.G. para la ecuación de momento y un esquema S.P.G.P. para la ecuación de continuidad⁷. El tratamiento temporal de los diferentes términos que componen el esquema numérico de las ecuaciones de Navier Stokes, se realizó de manera tal de obtener un sistema lineal, atrasando temporalmente parte del término convectivo (término no lineal)⁷. Asimismo, componente no lineal del término difusivo se evaluará en atraso temporal⁸ con la finalidad de mantener dicha característica lineal. Notar que, el modelo no newtoniano utilizado en adelante en las aplicaciones será el modelo de Casson con Cut-Off.

2.3 Cálculo de las Tensiones Cortantes Sangre-Endotelio.

Se define como tensión cortante, la fuerza tangencial por unidad de área de una superficie (endotelio en este caso), ejercida aquí por un fluido (sangre) sobre el entorno que lo contiene. Ésta se calcula a partir del tensor de tensiones $\bar{\sigma}$ como sigue:

$$\vec{i}_{(\vec{r})} = \bar{\sigma}_{(\vec{r})} \cdot \hat{n}_{(\vec{r})} \quad \vec{r} \in \partial\Omega \quad (4)$$

donde \vec{i} es la fuerza total por unidad de área ejercida por el fluido sobre la superficie del dominio Ω (vector tracción) y \hat{n} la normal a dicha superficie.

La componente tangencial a la superficie puede calcularse como:

$$\vec{i}_s = \vec{i} - (\vec{i} \cdot \hat{n}) \hat{n} \quad \vec{r} \in \partial\Omega . \quad (5)$$

Utilizando las ecuaciones (1) y (4) podemos reescribir la expresión (5) de la siguiente manera:

$$\vec{i}_s = 2\mu_{(a)} \left[\bar{D} \cdot \hat{n} - (\hat{n} \cdot \bar{D} \cdot \hat{n}) \hat{n} \right]. \quad \vec{r} \in \partial\Omega . \quad (6)$$

Como puede apreciarse, la tensión cortante sólo depende en forma explícita del gradiente de velocidad y no de la presión.

La utilización de elementos lineales para el campo de velocidades del fluido, implica que el tensor gradiente de velocidad y consecuentemente el tensor de tensiones pertenecen al espacio de las funciones constantes por trozos. Esto imposibilita la visualización gráfica directa de dichos campos y cualquier otra variable que derive de ellos, debido a su discontinuidad en los bordes elementales.

Para posibilitar su visualización, es necesario contar con un campo de tensiones cortantes continuo. Una manera de lograr esto, es encontrar la mejor aproximación continua al campo obtenido, el cual es constante por trozos. Dado que se cuenta con el espacio de funciones lineales continuas (al cual pertenecen los campos de velocidad y presión), podemos utilizar este para construir la aproximación requerida mediante un esquema de proyección ortogonal⁹, tanto del tensor de tensiones como de las tensiones cortantes superficiales

2.4 Modelado Experimental.

El trabajo experimental se focalizó en el análisis del flujo de sangre que ingresa a la arteria aorta a través de la cánula arterial, proveniente de una bomba centrífuga. El fluido se extrae del sistema mediante una cánula venosa, la cual cierra el circuito. La cánula arterial utilizada es un modelo comercial. En la Figura 2 se muestra un esquema del dispositivo experimental¹⁰.

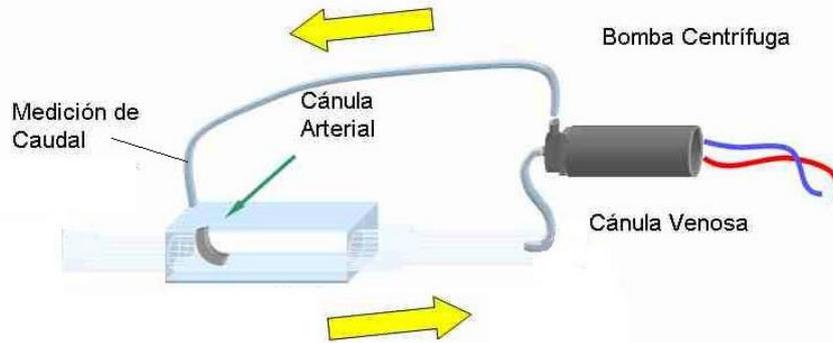


Figura 2: Esquema del modelo experimental de un sistema de circulación extracorpórea.

La técnica utilizada para la medición del campo de velocidades del fluido fue anemometría Láser-Doppler (utilizándose partículas de poliestireno de diámetro $D = 5,3 \mu m$).

Inicialmente las mediciones se llevaron a cabo en un sistema compuesto de un fluido newtoniano (agua). Con la finalidad de analizar la influencia del comportamiento no-newtoniano de la sangre, utilizamos también un fluido transparente análogo a ésta, el cual consta de una mezcla de dimetilsulfóxido y una solución acuosa de poliacrilamidas.

Para medir la viscosidad aparente se utilizó un viscosímetro Haake VT181 de doble ranura, siendo la lectura del viscosímetro proporcional al torque. En base a las características geométricas del vaso y al gradiente de velocidad, se obtiene la viscosidad para cada valor de \hat{d} . El ensayo se realiza aumentando la velocidad y después disminuyéndola, comprobándose el efecto tixotrópico asociado a la viscosidad. En la Figura 3 se muestran los datos medidos correspondientes a la variación de la viscosidad aparente con \hat{d} y un ajuste por cuadrados mínimos de éstos al modelo de Casson.

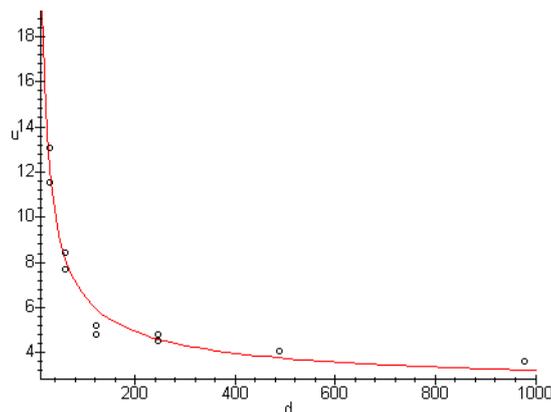


Figura 3: Valores experimentales obtenidos para la viscosidad aparente del análogo transparente de la sangre en función de \hat{d} . La curva continua corresponde al ajuste por cuadrados mínimos de dichos datos.

Los valores de Y y μ_∞ obtenidos por el ajuste son:

- $Y = (0.12 \pm 0.2) Pa$.
- $\mu_\infty = (0.0021 \pm 0.0004) Pa.s$

3. RESULTADOS

3.1 Geometría.

La geometría utilizada en la simulación numérica, correspondiente a la facilidad experimental montada para estudiar un dispositivo de circulación extracorpórea, se muestra en la Figura 4. El diámetro de la cánula D_0 es 0.006 m , el correspondiente a la arteria receptora D_1 en 0.03 m , la longitud L_0 es 0.225 m y la longitud L_1 es 0.03 m . De manera de facilitar la descripción de los resultados, definiremos los siguientes objetos geométricos, los cuales se muestran en la Figura 5:

- Origen: El origen del sistema de coordenadas está dado por la intersección del eje central del tubo recto de entrada de la cánula (*eje z*) y del eje central de la arteria receptora (*eje x*), en el plano de simetría.

- Plano XZ: Plano longitudinal vertical de normal paralela al *eje y* que pasa por el origen de sistema de coordenadas (Plano de simetría).

- Plano YZ_(a): Plano transversal de normal paralela al *eje x*, que corta a dicho eje en $x = a$.

- Línea Y: Recta paralela al *eje y* que pasa por el punto $(x = 0.01654\text{ m}, z = -0.0056\text{ m})$.

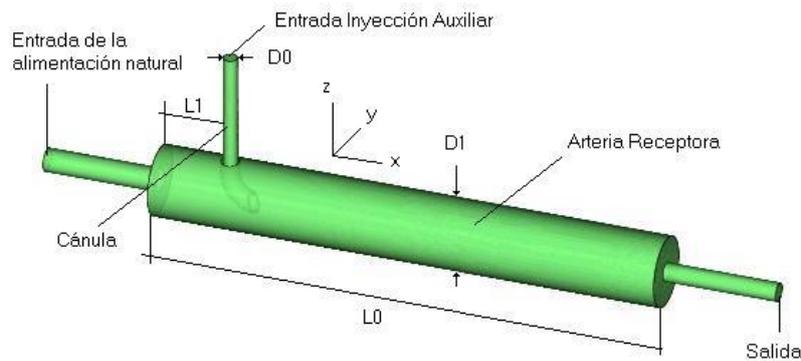


Figura 4: Geometría del sistema de inyección de auxiliar de sangre del dispositivo de circulación extracorpórea.

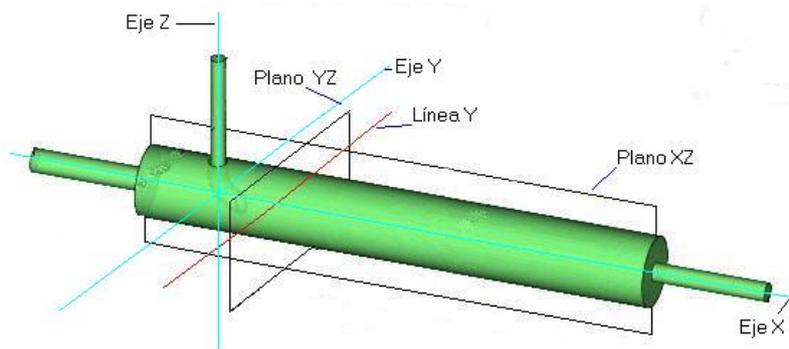


Figura 5: Descripción de los objetos geométricos definidos.

3.2 Mallas.

Se construyeron dos mallas tridimensionales, en ambos casos compuestas de tetraedros. El refinamiento utilizado fue selectivo (densidad de elementos variable en el espacio), de modo de minimizar el número de incógnitas sin perder precisión en las zonas de

mayor interés. Dicho refinamiento se concentró especialmente en la zona de la curvatura de la cánula y su posterior salida (trayectoria supuesta del jet) hasta alcanzar la pared. Las características de dichas mallas son:

- Malla gruesa: se compone de 757393 elementos (138553 nodos). Los valores característicos del tamaño de elemento son: $h_{\text{Max}} \approx 0.0036$ m., $h_{\text{Min}} \approx 0.00026$ m.

- Malla fina: se compone de 1619428 elementos (291258 nodos). Los valores característicos del tamaño de elemento son: $h_{\text{Max}} \approx 0.0033$ m., $h_{\text{Min}} \approx 0.00021$ m.

Ambas mallas son asimétricas (respecto al Plano XZ) y cuentan con el agregado de una capa delgada de elementos próxima a la superficie (sobre el lecho de la arteria receptora), con el objeto de aumentar la precisión en el cálculo de las tensiones cortantes. El espesor de capa utilizado fue 0.0001 m.

3.3 Paso de Tiempo.

La estrategia utilizada para alcanzar la solución estacionaria fue simular el transitorio. Inicialmente, a partir de una condición de velocidad nula en todo el dominio, se comenzó la simulación para un número de Reynolds bajo (Re_{∞}), de modo de facilitar la convergencia. Utilizando entonces como condición inicial la solución estacionaria obtenida, se continuó la simulación aumentando gradualmente el valor de Re_{∞} hasta alcanzar el valor deseado. El paso temporal utilizado para resolver el transitorio entre la condición inicial y el estado final fue 0.0167 segundos, para todas las mallas utilizadas.

3.4 Condiciones de Contorno.

El caudal de entrada a la cánula fue tomado constante con un valor de 5 ml/s, el cual se corresponde para el perfil plano impuesto a una velocidad media V_0 de 0.1764 m/s. Se considera un caudal de entrada constante en el tiempo debido a que es el caso más común en cirugía extracorpórea, aún cuando no se conocen con precisión los efectos de suplantarse el flujo pulsante natural por un flujo estacionario. Se supondrá velocidad nula en la zona proximal de la aorta (alimentación sanguínea natural suspendida durante la cirugía), y una condición de fuerza impuesta nula en la zona distal. Cabe notar que, el valor del caudal entrante a la cánula utilizado es inferior a los valores típicos correspondientes a la cirugía extracorpórea en humanos, esto a los fines de mantener el flujo a estudiar en un régimen laminar.

3.5 Parámetros.

La simulación computacional se llevó a cabo con los siguientes valores para las propiedades del fluido circulante mostrados en la Tabla 1. A partir de los valores de la Tabla 1 obtenemos los números adimensionales que caracterizan el problema, utilizando como longitud característica el diámetro de la cánula (D_0) y como velocidad característica la velocidad de entrada (V_0). Dichos valores se presentan en la Tabla 2.

Tabla 1: Propiedades del fluido circulante.

Densidad del Fluido [Kg./m ³]	1034.0
Viscosidad Asintótica. [Pa.s]	0.0032
Tensión Umbral. [Pa]	Fluido Newtoniano: 0.0 Fluido No Newtoniano: 0.009

Tabla 2: Parámetros adimensionales.

Re_{∞}	342.0
Ca	Fluido Newtoniano: 0.0 Fluido No Newtoniano: 0.1

3.6 Comparación entre Modelos Constitutivos.

En esta sección mostramos comparativamente los resultados obtenidos considerando un fluido newtoniano y uno que responde a la ley constitutiva de Casson. En la Figura 6 se ilustra el valor del módulo del campo de velocidades del fluido en el Plano XZ (plano de simetría), tanto para el caso newtoniano como para el no newtoniano, calculados sobre la malla gruesa. Con el objeto de visualizar los patrones de flujo, se presentan en el mismo gráfico algunas líneas de corrientes que pertenecen (aproximadamente) al Plano XZ.

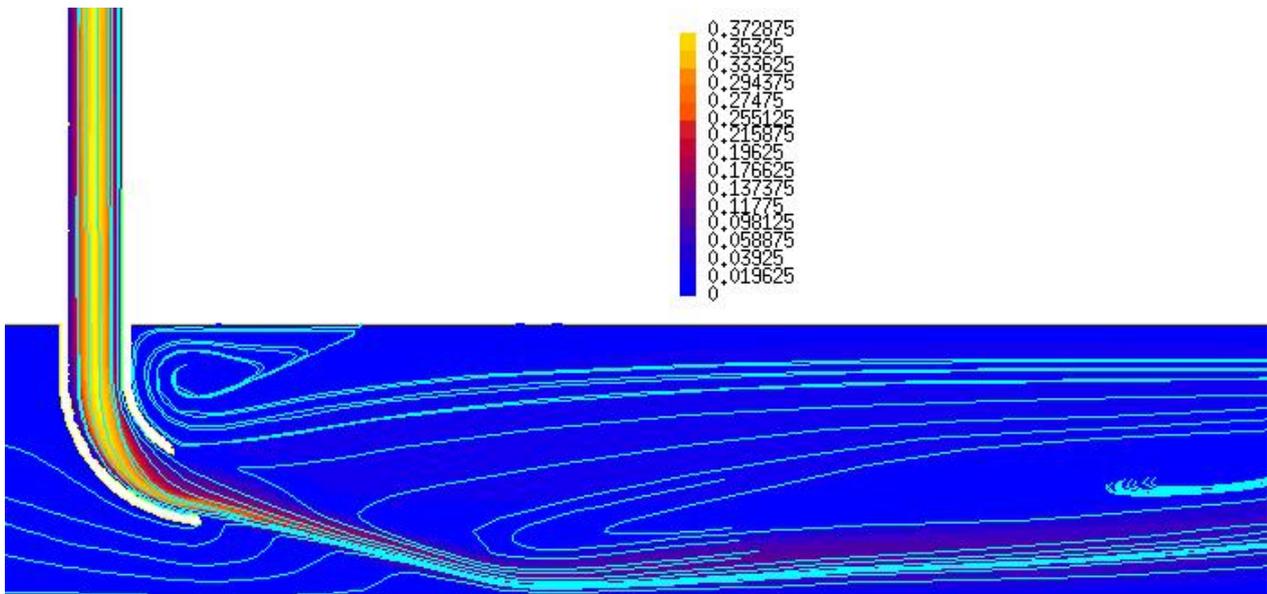


Figura 6-a: Líneas de corriente del campo de velocidades del fluido en el plano de simetría, con la superficie coloreada con el módulo de este. T = 30.0 seg. Fluido newtoniano.

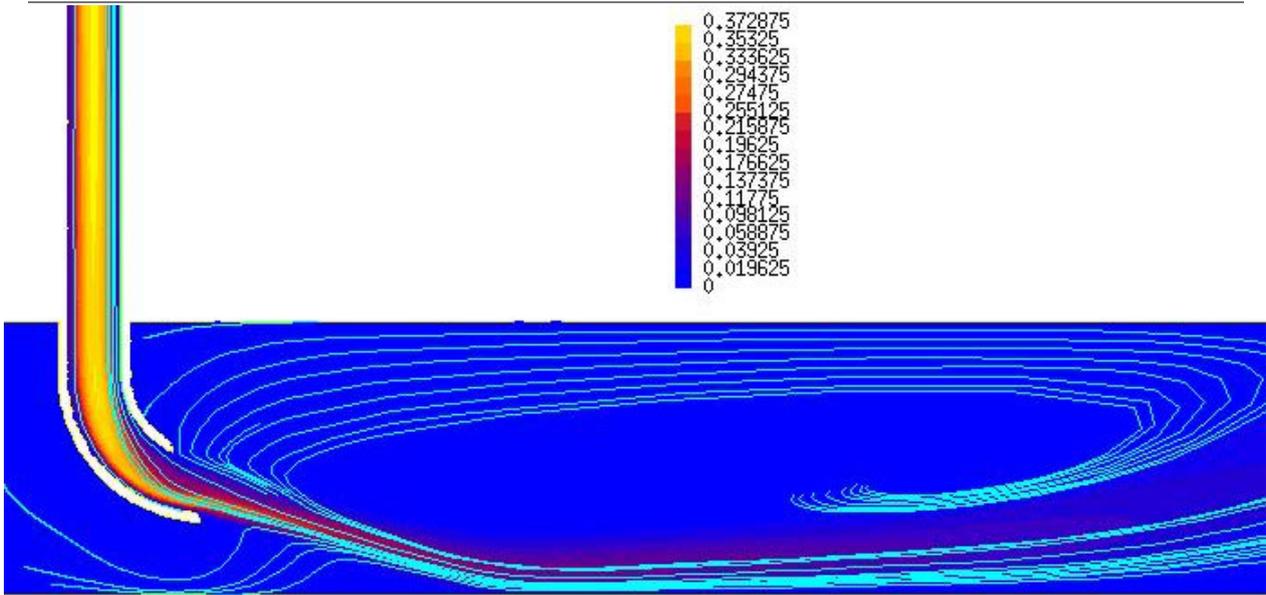


Figura 6-b: Líneas de corriente del campo de velocidades del fluido en el plano de simetría, con la superficie coloreada con el módulo de este. $T = 30.0$ seg. Fluido no newtoniano.

Sin duda la característica más llamativa es la trayectoria seguida por el jet, la cual se ve escasamente influida por la curvatura del extremo de la cánula. Esto se debe a que la inercia del flujo domina su comportamiento. Cuando el jet encuentra dicha curvatura, tiende a seguir la trayectoria rectilínea inicial, lo cual provoca la acumulación de fluido en la zona inferior de la cánula. Este hecho muestra la poca utilidad de la curvatura para desviar el jet o dispersarlo, ya que este se concentra en un área pequeña e impacta sobre el lecho de la arteria, siendo sólo levemente desviado. Este fenómeno se ve agravado en condiciones reales, ya que en este caso, el número de Reynolds puede aumentar un orden de magnitud respecto a los valores utilizados en la simulación; siendo la inercia aún más dominante.

En las Figura 7 y 8 se muestran, respectivamente, las líneas de nivel de la componente x del vector velocidad en los planos $YZ_{(0.0125)}$ y $YZ_{(0.05)}$ (planos transversales a la dirección principal del flujo) calculadas utilizando la malla fina.

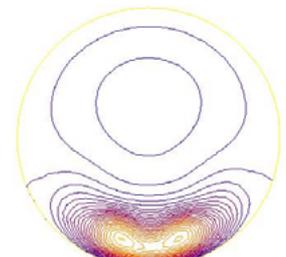
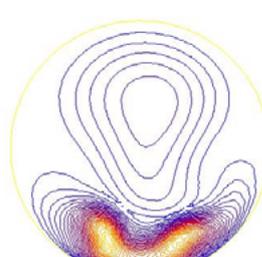
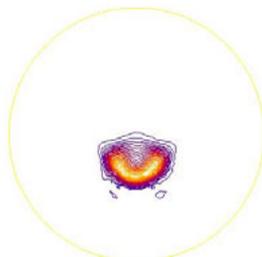
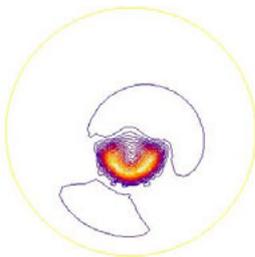


Figura 7: Líneas de nivel de la componente x de la velocidad sobre secciones transversales al eje x . $T = 30.0$ seg. Plano XX (0.0125)

Figura 8: Líneas de nivel de la componente x de la velocidad sobre secciones transversales al eje x . $T = 30.0$ seg. Plano XX (0.05).

Fluido newtoniano (Izq.)/Fluido no newtoniano (Der.). Fluido newtoniano (Izq.)/Fluido no newtoniano (Der.).

Una característica común en ambos flujos (newtoniano y no newtoniano), es la forma de U que adopta el flujo al salir de la cánula, debida a la inercia y los flujos secundarios helicoidales provocados por la curvatura del extremo de la cánula.

Una diferencia notable entre ambos flujos es el tiempo de estabilización (tiempo que tarda el sistema en alcanzar un estado estacionario). En el flujo no newtoniano, la solución se estabiliza en un tiempo $t_I \approx 18.0$ segundos (del orden del tiempo de residencia del fluido en el dominio) en un estado simétrico respecto al plano de simetría. En el caso de flujo newtoniano, la solución obtenida luego de un tiempo t_I no es simétrica (dentro de los márgenes de error impuestos por la discretización no estructurada) y presenta oscilaciones amortiguadas respecto al plano de simetría. Este fenómeno no altera las características principales del flujo, por lo cual se omite su descripción. Experimentos numéricos asociados al análisis de esta oscilación pueden encontrarse en la referencia 5.

En la Figura 9 podemos observar el módulo de la tensión cortante en el lecho de la arteria receptora para los casos newtoniano y no newtoniano.

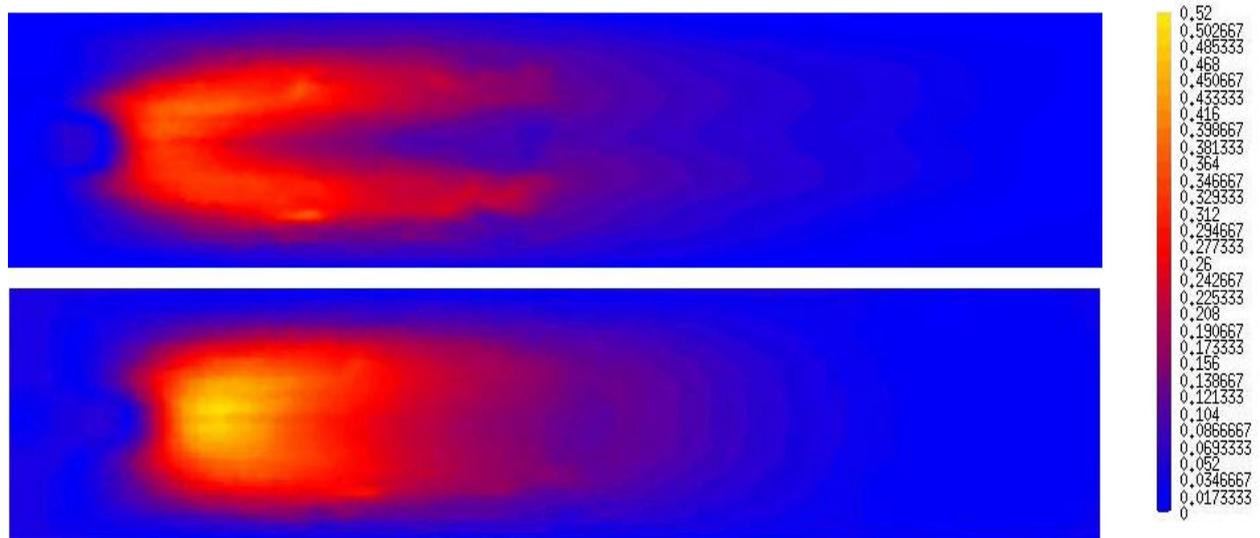


Figura 9: Módulo del vector tensión cortante en el lecho de la arteria receptora. $T = 30.0$ seg.
Fluido Newtoniano (Arriba). Fluido No Newtoniano (Abajo).

Claramente se observa en el caso newtoniano el efecto de la división del jet, debido a la inercia y a los flujos secundarios en la curvatura del extremo de la cánula. Este efecto provoca dos canales (o zonas) de altas tensiones cortantes, siendo en el caso no newtoniano una única zona. En ambos, esta zona de altas tensiones cortantes corresponde al lugar de impacto del jet. Los valores son mayores para el caso no newtoniano. Dado que en estas zonas es donde se presenta la máxima probabilidad de daño al tejido endotelial, el modelo newtoniano da una predicción optimista a respecto a dicha posibilidad de daño.

En la Figura 10 podemos observar el módulo de la tensión cortante en la superficie de la cánula, para los casos newtoniano y no newtoniano.

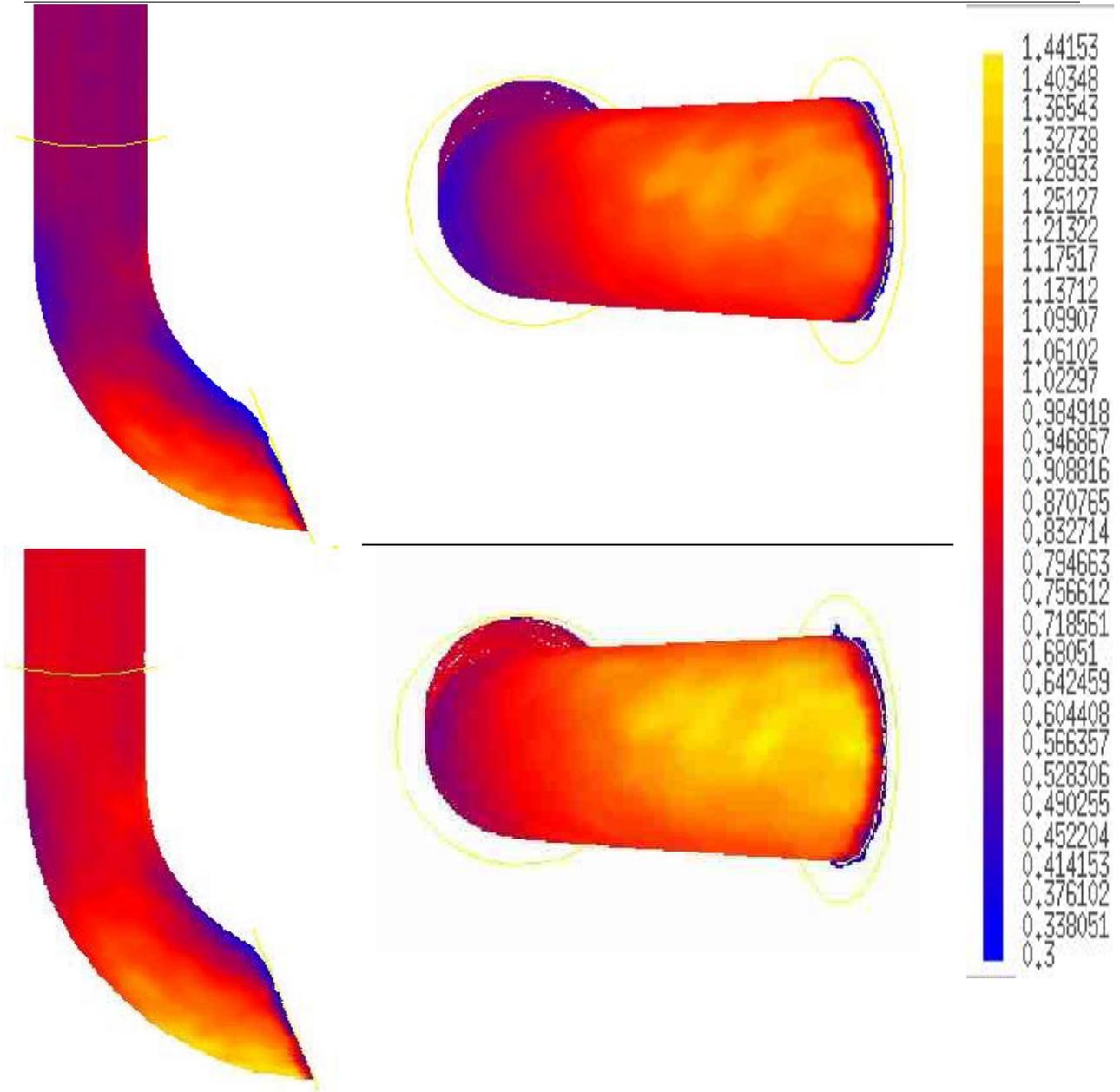


Figura 10: Módulo del vector tensión cortante en la cánula. $T = 30.0$ seg.
Vista Lateral (Izquierda). Vista Inferior (Derecha).
Fluido Newtoniano (Arriba). Fluido No Newtoniano (Abajo).

La concentración del fluido en la zona inferior del tubo de la cánula, debido a la curvatura de su extremo junto al consiguiente aumento de la velocidad en esta zona, provoca que aquí se presente la zona de máxima tensión cortante de todo el dominio. Comparación con datos experimentales.

3.7 Comparación con datos experimentales.

En este apartado mostramos los datos obtenidos de la facilidad experimental descrita anteriormente y su comparación con los resultados obtenidos mediante el cálculo. Las propiedades de los fluidos circulantes se muestran en la Tabla 3. El paso temporal utilizado para resolver el transitorio entre la condición inicial y el estado final fue 0.0167 segundos, siendo la discretización utilizada fue la correspondiente a la malla fina.

A partir de los valores de la Tabla 3 obtenemos los números adimensionales que caracterizan el problema, utilizando como longitud característica el diámetro de la cánula (D_0) y como velocidad característica la velocidad de entrada (V_0). Dichos valores se presentan en la Tabla 4.

Tabla 3: Propiedades de los fluidos circulantes considerados. Datos Experimentales.

Densidad del Fluido. [Kg/m ³]	1034.0
Viscosidad Asintótica. [Pa.s]	Fluido Newtoniano: 0.0032 Fluido No Newtoniano: 0.0021
Tensión Umbral. [Pa]	Fluido Newtoniano: 0.0 Fluido No Newtoniano: 0.12

Tabla 4: Parámetros adimensionales. Datos Experimentales.

Re_∞	Fluido Newtoniano: 342.0 Fluido No Newtoniano: 521.0
Ca	Fluido Newtoniano: 0.0 Fluido No Newtoniano: 1.94

En la Figura 11 se muestra una comparación entre los valores calculados numéricamente y los datos obtenidos mediante la técnica de anemometría Láser-Doppler. Específicamente se midió la componente x de la velocidad a la salida de la cánula sobre la Línea Y.

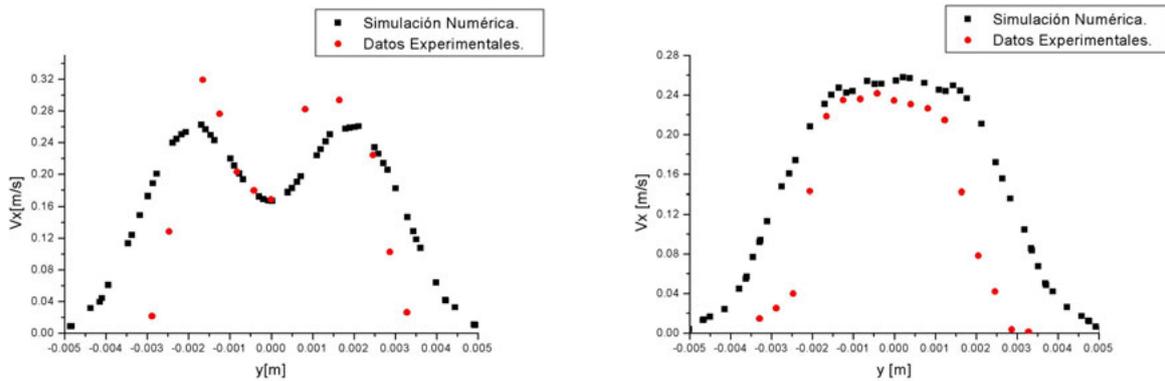


Figura 11: Variación de la componente x de la velocidad a lo largo de la línea YY. Fluido Newtoniano (Izquierda). Fluido No Newtoniano (Derecha).

Podemos observar que existe una buena correspondencia entre los resultados medidos experimentalmente y los cálculos realizados, en particular respecto al mínimo local que presenta la velocidad axial en el plano de simetría para el fluido newtoniano, mínimo que no se presenta en el caso no newtoniano.

La principal diferencia observada (el ancho medio de *entrainment*, es decir, posición sobre la Línea Y donde la velocidad cae a la mitad de su valor máximo) se debe a que la geometría de la cánula correspondiente a la malla no es exactamente igual a la del dispositivo

experimental, siendo esta última de sección transversal levemente elíptica con su eje menor sobre la Línea Y en lugar de circular como aquella, lo cual explica el menor ancho de *entrainment* obtenido en la simulación numérica.

Corroborando en cierta manera lo comentado anteriormente los resultados experimentales muestran asimetrías (más allá de los errores asociados a la medición) respecto al plano de simetría lo que da cuenta de la sensibilidad del sistema a las pequeñas perturbaciones, en este caso posiblemente en la geometría de la cánula.

Es importante notar que los resultados obtenidos mediante el cálculo numérico para las tensiones cortantes son difíciles de obtener experimentalmente ya que se necesita evaluar el campo de velocidades cerca de la superficie del dominio, que aún siendo transparente dificulta la medición. En tal sentido, el modelado numérico presta servicios valorables.

4. CONCLUSIONES

Para los valores típicos de la sangre en adultos sanos, no se observan grandes diferencias en el flujo principal entre los casos newtoniano y no newtoniano. Se ven afectados los flujos secundarios, en particular los efectos no newtonianos tienden a eliminar recirculaciones y vórtices pequeños, zonas donde por lo general los gradientes de velocidades tienen valores cercanos a cero y por lo tanto la viscosidad aparente aumenta en forma considerable, lo cual no sucede en los flujos principales donde los gradientes de velocidades suelen ser elevados. Esta característica aumenta la estabilidad del flujo, consecuencia del aumento de la viscosidad aparente en zonas de bajos gradientes de velocidad. Esta queda en evidencia en los tiempos de estabilización del flujo, mucho mayores en el caso newtoniano.

El modelo constitutivo predice, desde su concepción, tensiones cortantes más altas para el caso no newtoniano, aún cuando la diferencia entre los campos de velocidades no es de consideración. Por ello, no es de extrañar, que los valores correspondientes al cálculo no newtoniano sean en general mayores que los obtenidos con el modelo newtoniano, dando este último una imagen optimista respecto a un posible daño del endotelio en el lecho de la arteria.

Podemos observar que existe una buena correspondencia entre los resultados medidos experimentalmente y los cálculos realizados, tanto para el flujo newtoniano como para el flujo no newtoniano. La principal diferencia observada debe a que la geometría de la cánula correspondiente a la malla no es exactamente igual a la del dispositivo experimental.

Concluimos que los modelos Newtonianos Generalizados presentan en flujo laminar ciertas ventajas que, sumadas a un modelado constitutivo más preciso del comportamiento de la sangre, los hace atractivos para su utilización en simulaciones computacionales del flujo sanguíneo. Todo esto, sumado a la simplicidad de implementación a partir de un código de cálculo para fluidos newtonianos, justifica su utilización.

5. REFERENCIAS

[1] <http://www.portalesmedicos.com/portalcario/cardio/>

[2] E.S. Di Martino, G. Guadagni, Fluid Structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to asses the risk of rupture of the aneurysm. Medical Engineering & Physics. Volume 23, Issue 9, 2001, p. 647-655.

- [3] F. J.H. Gijssen, F.N. van de Vosse, J.D. Janssen. The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model. *Journal of Biomechanics* Vol. 32 (1999) p. 601-608.
- [4] F. Basombrío, L. Bevilacqua, R. Feijóo. *Introdução a modelagem computacional do sistema cardiovascular humano*, 2001.
- [5] J. Leiva. *Análisis Computacional de los Efectos No Newtonianos de la Sangre sobre la Pared Arterial*. Trabajo especial de la carrera de Ing. Nuclear. Instituto Balseiro. 2003.
- [6] M. Cantero. *Simulación de flujos turbulentos, obstruidos y térmicamente acoplados por el método de elementos finitos*. Trabajo especial de la carrera de Ing. Nuclear. Instituto Balseiro. 2000.
- [7] R. Codina. A stabilized finite element method for generalized stationary incompressible flows. *Comp. Meth. Appl. Mech. And Eng.* Volume 190, Issues 20-21, 2001, p. 2681-2706.
- [8] F. Basombrío, E. Dari, G. Buscaglia, R. Feijóo. Numerical Experiments in Complex Hemodynamics Flows. Non-Newtonian Effects. *International Journal of Computational Fluid Dynamics*, 2002. Vol. 16 (4), p. 231-246.
- [9] S. Brenner, L. Scott. *The Mathematical Theory of Finite Elements Methods*. Springer - Verlag, 1994.
- [10] A. Azcona, F. Bonetto. *Fluorimetría láser, aplicación al estudio de cánulas vasculares*. Presentación en el XXII Congreso Nacional de Cardiología. Buenos Aires, Argentina, 2003.