



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
**POSGRADO EN CIENCIA E INGENIERÍA DE MATERIALES**  
**INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN MATERIALES**

ESTUDIO DE INTERACCIONES FLUIDO-ESTRUCTURA: FLUJO A TRAVÉS  
DE UNA ARTERIA CON ESTENOSIS

TESIS  
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:  
MAESTRA EN CIENCIA E INGENIERÍA DE MATERIALES

PRESENTA:  
KEZIAH BASEMATH REYNOSO HERNÁNDEZ

TUTOR PRINCIPAL:  
DR. JOSÉ ROBERTO ZENIT CAMACHO  
INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN MATERIALES, UNAM

COMITÉ TUTOR:  
DRA. CATALINA ELIZABETH STERN FORGACH  
FACULTAD DE CIENCIAS, UNAM

DR. FRANCISCO SOLORIO ORDAZ  
FACULTAD DE INGENIERÍA, UNAM

MÉXICO, D.F. NOVIEMBRE DE 2015



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

---

## **JURADO ASIGNADO**

---

Presidente: Dr. Gerardo Ruiz Chavarria

Primer Vocal: Dr. José Roberto Zenit Camacho

Segundo Vocal: Dr. Francisco Javier Mandujano Sánchez

Tercer Vocal: Dr. Martín Salinas Vázquez

Secretario: Dr. Alberto Beltrán Morales

# Agradecimientos

---

A mis padres, Yolanda y Miguel, por su apoyo, su amor y su confianza aún en mis momentos más críticos. A mi madre por acompañarme en los momentos más difíciles y a mi padre por su apoyo incondicional. A ambos por no perder su fe en mi y por ser mi ejemplo de fuerza y superación. Los amo.

A mis hermanos, que son mi adoración. A Miguel Alan por ser un buen compañerito y por apoyarme sin condiciones. A Katia y a César por sus consejos y su cariño, por ayudarme a tomar decisiones difíciles y acompañarme al afrontarlas. A los tres por todas las risas que compartimos y por ser mis mejores amigos y mis confidentes.

A mis sobrinas, Keyla y Alexa, porque iluminan mi mundo, porque con su alegría y sus brillantes ideas me impulsan a ser no solo más feliz sino a querer ser mejor.

A Daysi por siempre estar cerca cuando necesito que alguien encienda una luz en mi oscuridad.

A mi tutor de maestría y asesor de esta tesis, Dr. Roberto Zenit, por su apoyo durante esta etapa de mi carrera. Por todas las oportunidades que me brindó al permitirme formar parte de su selecto grupo de trabajo, siempre estaré agradecida por ello. Porque ni en mis más locas fantasías pude imaginarme que iría a trabajar a un laboratorio en París y gracias a él pude cumplirlo.

Al Dr. Ernesto Mancilla por todo el apoyo que me brindó durante el desarrollo de este proyecto, por su paciencia y sus enseñanzas. Por las risas y los ratos de estrés que compartimos en el laboratorio. Y porque aunque hago lo que quiero (según sus propias palabras) contar con su guía me hacía retomar el camino cuando me sentía perdida.

A todos mis compañeros del laboratorio de reología del IIM, Alberto, Charlie, Christophe, Bernardo, Dante, Lamberto por la constante ayuda que recibí de

ellos, por todo lo que me enseñaron, por no molestarse conmigo cuando hacía del laboratorio un parque acuático y porque trabajar a su lado, en un ambiente tan relajado, ha sido una gran bendición para mí.

A la Dra. Mónica Vázquez del IIMAS, por su disposición para trabajar conmigo y por citar los precedentes de este proyecto.

Al Dr. Ramiro Godoy-Diana y al Dr. Miguel Piñeura por todo lo que me enseñaron y me ayudaron durante mi estancia en Francia.

A mi comité tutor, Dra. Catalina Stern y Dr. Francisco Solorio, y a los miembros del jurado, por el tiempo que dedicaron a la revisión de este trabajo y por las valiosas aportaciones que hicieron a él.

A mi alma máter, la UNAM. Al IIM y al CONACyT por los apoyos y oportunidades que recibí para llevar mis proyectos a buen fin.

---

# Índice general

---

<b>Agradecimientos</b>	<b>I</b>
<b>Resumen</b>	<b>1</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>3</b>
1.1. Sistema cardiovascular . . . . .	3
1.1.1. Arterias estenóticas . . . . .	5
1.1.2. Flujo sanguíneo . . . . .	6
1.2. Modelo de Windkissel . . . . .	6
1.3. Ciclo cardíaco . . . . .	8
1.4. Dinámica de fluidos . . . . .	8
1.4.1. Fluido Newtoniano incompresible . . . . .	8
1.5. Antecedentes . . . . .	10
<b>2. Descripción del experimento</b>	<b>15</b>
2.1. Arreglo experimental . . . . .	15
2.2. Circuito que simula la circulación sanguínea . . . . .	16
2.3. Técnica PIV . . . . .	19
2.4. Análisis de la velocidad . . . . .	20
2.5. Análisis de datos . . . . .	21
2.5.1. Flujo volumétrico . . . . .	23
2.5.2. Similaridad . . . . .	25
<b>3. Resultados</b>	<b>27</b>
3.1. Variación del porcentaje de obstrucción, parámetro de forma constante . . . . .	31
3.1.1. Magnitud de la rapidez de deformación . . . . .	33
3.1.2. Campos de Vorticidad . . . . .	35

---

3.2. Variación del parámetro de forma, porcentaje de obstrucción constante . . . . .	41
3.2.1. Magnitud de la rapidez de deformación . . . . .	43
3.3. Variación de la rugosidad, parámetro de forma y grado de obstrucción constante . . . . .	45
<b>4. Conclusiones</b>	<b>49</b>
<b>A. Programas de Matlab</b>	<b>53</b>
A.1. Velocidad máxima . . . . .	53
A.2. Rapidez de deformación y vorticidad . . . . .	54
<b>B. Micronadadores elásticos bio-inspirados</b>	<b>59</b>
B.1. Resumen . . . . .	59
B.2. Motivación y objetivos . . . . .	60
B.3. Desarrollo del experimento . . . . .	61
B.3.1. Construcción de los micronadadores . . . . .	61
B.3.2. Dispositivo experimental . . . . .	63
B.4. Caracterización de los nadadores . . . . .	66
B.4.1. Variación de la amplitud . . . . .	66
B.4.2. Variación de la longitud de la cola . . . . .	69
B.4.3. Conclusiones y perspectivas . . . . .	71
<b>Referencias</b>	<b>76</b>

---

## Índice de figuras

---

1.1. Sistema circulatorio humano . . . . .	4
1.2. Flujo a través de una arteria . . . . .	5
2.1. Dispositivo experimental . . . . .	16
2.2. Flujo volumétrico . . . . .	24
3.1. Velocidad máxima. Ciclo completo. . . . .	28
3.2. Perfiles de velocidad. Estenosis 70 % de oclusión . . . . .	30
3.3. Velocidad máxima. Tres grados de oclusión: 50 %, 70 % y 90 %. Ciclo completo . . . . .	32
3.4. Rapidez de deformación máxima. Tres grados de oclusión: 50 %, 70 % y 90 %. Ciclo completo . . . . .	34
3.5. Magnitud de vorticidad. Tres grados de oclusión. Fase del ciclo: aceleración sistólica. . . . .	36
3.6. Magnitud de vorticidad. Tres grados de oclusión. Fase del ciclo: máximo de la sístole. . . . .	38
3.7. Magnitud de vorticidad. Tres grados de oclusión. Fase del ciclo: desaceleración sistólica. . . . .	39
3.8. Magnitud de vorticidad. Tres grados de oclusión. Fase del ciclo: diástole. . . . .	40
3.9. Velocidad máxima. Tres parámetros de forma: 2, 3 y 4. Ciclo completo. . . . .	42
3.10. Rapidez de deformación máxima. Tres parámetros de forma: 2, 3 y 4. Ciclo completo . . . . .	44
3.11. Velocidad máxima. Estenosis lisa y rugosa. Ciclo completo. . . . .	45
3.12. Rapidez de deformación máxima. Diferente rugosidad. Ciclo completo . . . . .	47
B.1. Oblea en resina US8 . . . . .	61

---

B.2. Cabezas de los micronadadores con partículas ferromagnéticas . . .	62
B.3. Micronadador . . . . .	63
B.4. Dispositivo experimental . . . . .	63
B.5. (a) Líneas de campo generadas por un par de bobinas de Helmholtz. (b) Campo homogéneo obtenido al combinar los campos por dos pares de bobinas de Helmholtz . . . . .	64
B.7. Campos generados por las dos bobinas. . . . .	65
B.6. Magnitud de la intensidad de campo magnético en mT. (a) Bobina de 5 <i>cm</i> de diámetro. (b) Bobina de 14 <i>cm</i> de diámetro . . .	65
B.8. Variación de la velocidad en función de la frecuencia. . . . .	67
B.9. Variación de la amplitud de oscilación del nadador en función de la frecuencia. . . . .	68
B.10. Amplitud adimensional en función de la frecuencia. . . . .	68
B.11. Variación de la velocidad en función de la frecuencia. . . . .	69
B.12. Variación de la amplitud de oscilación del nadador en función de la frecuencia. . . . .	70
B.13. Amplitud adimensional en función de la frecuencia. . . . .	70
B.14. Posiciones del nadador a diferentes tiempos. . . . .	71

---

# Resumen

---

El presente trabajo aborda el estudio del comportamiento de un flujo a través de una arteria con estenosis analizando los parámetros que lo caracterizan por medio de la técnica de velocimetría por imágenes de partículas PIV por sus siglas en inglés (*Particle Image Velocimetry*).

Se utilizaron estenosis hechas de un plástico termoestable variando los principales parámetros que la definen como son la longitud ( $l$ ) y la altura ( $h$ ) y la rugosidad, con la finalidad de identificar cuáles son las características que provocan la aparición de zonas de mayores magnitudes de rapidez de deformación que son las causantes de daño sanguíneo como se reporta en la literatura.

Se realizaron mediciones experimentales utilizando un circuito de flujo basado en el modelo de Windkinssel para simular el flujo sanguíneo en una arteria carótida interna. Para simular la arteria se utilizó un tubo de acrílico de  $11\text{mm}$  de diámetro y se consideraron los parámetros necesarios para validar dentro de un contexto fisiológico los trabajos de simulación realizados con anterioridad. En este trabajo la sangre se modela con agua, un fluido newtoniano, homogénea e incompresible. Se obtuvieron los perfiles de velocidad y vorticidad para tubos con diferentes grados de oclusión, diferentes parámetros de forma y rugosidad.

El análisis del campo de flujo en el interior del tubo se realizó durante todo el ciclo cardíaco. Los resultados se presentan en los puntos de mayor interés por representar algún cambio en la tendencia del pulso. Estas regiones son las de inicio de la aceleración sistólica, la de máximo valor durante la sístole, un punto de desaceleración sistólica y uno en la etapa diástolica.



---

# Capítulo 1

## Introducción

---

### 1.1. Sistema cardiovascular

El sistema cardiovascular está formado por el corazón, los vasos sanguíneos y la sangre. Está constituido por dos circuitos que tienen como sitio de inicio y confluencia al corazón; estos circuitos están formados por vasos sanguíneos de diferentes tamaños (1).

Los vasos sanguíneos son conductos musculares elásticos que recogen y distribuyen la sangre hacia todo el cuerpo. Existen cinco tipos de vasos sanguíneos según su funcionalidad: los vasos de conducción, distribución, resistencia, intercambio y volumen (2). Los vasos de conducción son las grandes arterias. Estas arterias contribuyen al mantenimiento de las presiones y amortiguan el flujo pulsátil generado por la contracción cardíaca ya que poseen una gran capacidad elástica. Los vasos de distribución son las arterias de calibre mediano, estas regulan la distribución regional del flujo sanguíneo debido a que en su pared predomina el tejido muscular. Los vasos de resistencia son las arterias más pequeñas o arteriolas, estas se encargan de la regulación local de la circulación. Los vasos de intercambio son los capilares o vasos de menor calibre que permiten el intercambio de sustancias entre la sangre y las células de los tejidos. Los vasos de volumen son las venas que tienen como función devolver la sangre al corazón (3).

Debido a la elasticidad de las arterias, la sangre viaja debido a un gradiente de presión a través de ellas, desde el corazón hacia las demás partes del cuerpo. Del

corazón nacen dos arterias, la arteria pulmonar que sale del ventrículo derecho y lleva la sangre a los pulmones, y la aorta que sale del ventrículo izquierdo y se ramifica en otras arterias principales para llevar sangre a diferentes partes del cuerpo: las carótidas llevan sangre a la cabeza, las subclavias van hacia los brazos, la arteria hepática irriga al hígado con sangre oxigenada, la arteria esplénica aporta sangre al bazo, las arterias mesentéricas irrigan al intestino, las arterias renales distribuyen sangre hacia los riñones y finalmente las arterias ilíacas llevan sangre oxigenada a las piernas (4).

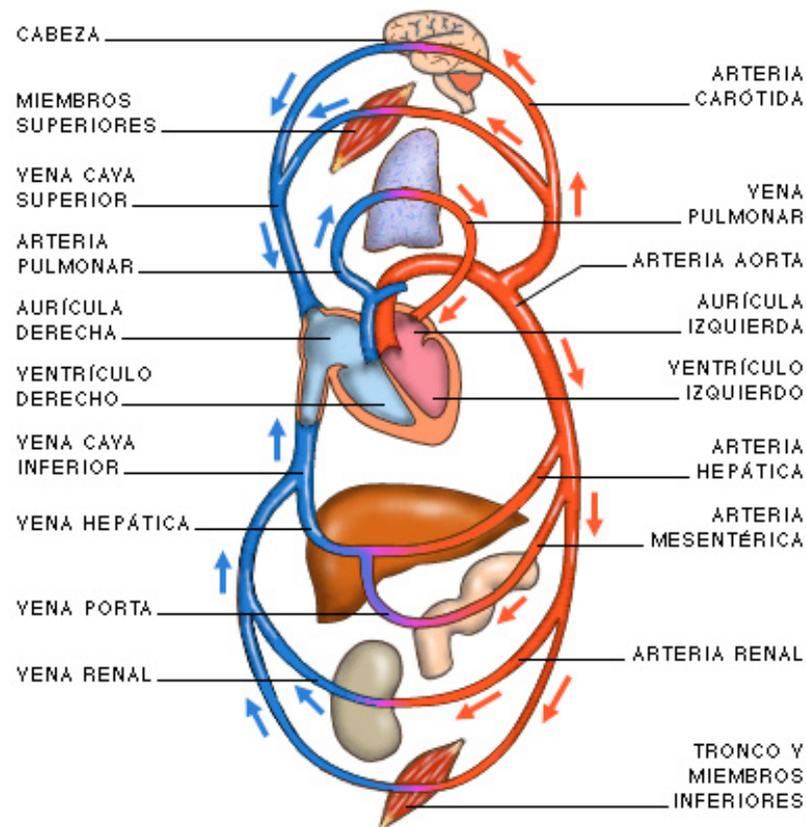


Figura 1.1: Sistema circulatorio humano (5) .

En la figura 1.1. se muestran las principales arterias y venas del cuerpo humano, las flechas muestran el sentido de la circulación de la sangre. Desde una perspectiva mecánica cada mitad del corazón actúa como una bomba pulsátil acoplada a otra: la derecha impulsa sangre desoxigenada a los pulmones y la izquierda propulsa la sangre oxigenada hacia los tejidos, por lo tanto se tienen dos circulaciones: la sistémica y la pulmonar.

### 1.1.1. Arterias estenóticas

La elasticidad de las arterias es una de las propiedades más importantes en el buen funcionamiento del sistema circulatorio, ya que permite el paso de la sangre cuando la presión arterial aumenta. Cuando las arterias pierden la propiedad de dilatarse ocurre una condición médica llamada aterosclerosis (6). En la cual, debido a la rigidez de la arteria, se forma una placa compuesta por grasas, colesterol, calcio y otras sustancias presentes en la sangre. Esta placa se endurece con el tiempo y provoca estrechamiento de la arteria, a esta condición médica se le llama estenosis (7). La figura 1.2 muestra el flujo a través de una arteria normal en comparación con el flujo a través de una arteria con estenosis. En el segundo caso se observa un flujo anormal de la sangre debido al estrechamiento de la arteria.

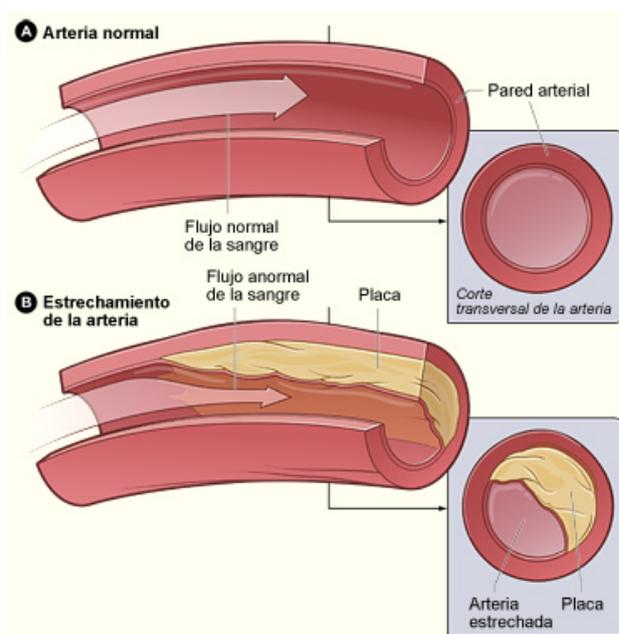


Figura 1.2: (A) Arteria normal. (B) Arteria con estenosis. (8)

La aterosclerosis es en la actualidad una de las primeras causas de mortalidad en el mundo (9). Los riesgos de sufrir accidentes cardiovasculares como ataques cardíacos, derrames o ataques cerebrales, aumenta cuando se presenta una arteria estenótica. Esto se debe a que el estrechamiento de la arteria puede llegar a ser tal que bloquee completamente el flujo sanguíneo, o bien, puede ocurrir que una

parte de la placa endurecida se desprenda y viaje en el flujo sanguíneo hacia un vaso sanguíneo más pequeño y lo bloquee (10).

Ante la presencia de arterias estenóticas el criterio clínico utilizado para determinar el tratamiento a seguir, es la cuantificación del grado de oclusión: si este es inferior al 50 % se trata con medicamentos, cuando se tiene entre 50 % y 70 % de oclusión se recomienda la angioplastia, finalmente, si la estenosis impide el paso del flujo en un porcentaje mayor al 70 % se recomienda una intervención quirúrgica (11).

### 1.1.2. Flujo sanguíneo

La sangre es una mezcla multicomponente de elementos celulares constituida por una fase sólida y una fase líquida. La fase sólida está compuesta por los elementos formes de la sangre que incluye los leucocitos, eritrocitos y plaquetas. La fase líquida es el plasma sanguíneo que constituye aproximadamente un 55 % de ella y está formado por agua, iones y moléculas orgánicas (12). El plasma ha mostrado un comportamiento viscoso constante; sin embargo, la sangre debido a la combinación de sus componentes presenta un comportamiento peculiar: se comporta como fluido newtoniano o no newtoniano según el tamaño de la arteria por la que circula (13). En la mayoría de las arterias se comporta como un fluido newtoniano y la viscosidad se puede considerar constante (4 centipoise). Sin embargo, cuando circula por conductos muy pequeños se comporta como un fluido altamente no-newtoniano. Este comportamiento es más evidente a tasas de esfuerzos muy pequeñas cuando las células rojas se agrupan en partículas más grandes (14).

El flujo sanguíneo es la cantidad de sangre que atraviesa la sección de un punto de la circulación en un período determinado. En un adulto en reposo es de alrededor de  $5000 \text{ ml/min}$  (15). El estudio del flujo sanguíneo es complejo debido a que es un flujo pulsátil que recorre un circuito cerrado de tubos distensibles de diferentes calibres por lo cual se recurre a la aplicación de modelos o simplificaciones para su estudio.

## 1.2. Modelo de Windkissel

Un modelo que se utiliza para simular el flujo sanguíneo es el de Windkissel que tiene en cuenta la forma de la onda de la presión arterial en términos de

la interacción entre el volumen desplazado y la compliancia (del término “compliance” en inglés) de arterias elásticas grandes como son la aorta, la carótida común y las arterias pulmonares. Estas arterias se expanden cuando la presión de la sangre aumenta durante la sístole y se contraen cuando la presión sanguínea disminuye durante la diástole. El modelo de Windkessel es una representación simplificada del sistema circulatorio humano. Se compone por un elemento resistivo y uno capacitivo por lo cual puede ser modelado como un sistema eléctrico donde el voltaje de salida caracterizaría la presión de la sangre en las venas (16). Los vasos de resistencia distribuyen y regulan el gasto cardíaco, mientras que los vasos de capacitancia se ocupan de llenar la bomba cardíaca y regular su gasto (17).

El elemento resistivo es la fuerza que se opone al movimiento de la sangre dentro de los vasos sanguíneos. De modo que la magnitud de la resistencia vascular se obtiene al medir un gradiente de presión ( $\Delta P$ ) entre dos puntos y el flujo ( $Q$ ) que pasa a través de ellos (18). Está dada por la relación:

$$\text{Resistencia} = \frac{\Delta P}{\text{Flujo}} \quad (1.1)$$

Para el caso en que se tiene el flujo laminar estacionario de un líquido incompresible y uniformemente viscoso a través de un tubo cilíndrico de sección circular constante, podemos utilizar la Ley de Poiseuille (19) para expresar a la magnitud de la resistencia en términos de las dimensiones del tubo por donde circula el fluido y de la viscosidad de éste como:

$$\text{Resistencia} = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad (1.2)$$

en donde  $\eta$  es la viscosidad dinámica,  $L$  es la longitud del tubo y  $r$  su radio. La resistencia periférica total es la suma de las resistencias vasculares. Los vasos sanguíneos en el sistema vascular constituyen una red en la que determinados segmentos se sitúan en serie y otros en paralelo. La resistencia varía dependiendo de la colocación de los vasos (20).

El elemento capacitivo (o compliancia) representa la capacidad de deformación y recuperación de un vaso sanguíneo. Las propiedades elásticas o de distensibilidad de los vasos sanguíneos dependen del número y de la relación entre las fibras elásticas y colágenas que forman parte de su pared. Considerando esto, se define a la compliancia de los vasos como la relación entre los cambios de volumen y presión en su interior (21):

$$C = \frac{dV}{dP} = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (1.3)$$

### 1.3. Ciclo cardíaco

Se denomina ciclo cardíaco a los fenómenos que se producen desde el comienzo de un latido cardíaco hasta el comienzo del siguiente. Está formado por un período de contracción denominado sístole seguido de un periodo de relajación que se denomina diástole (22). La sístole está dividida en tres partes que corresponden a la sístole auricular, la contracción ventricular isovolumétrica y la eyección, en conjunto durante esta fase del ciclo cardíaco, el miocardio se contrae expulsando la sangre que se encuentra en su interior. Durante la diástole el corazón se relaja permitiendo la entrada de sangre a sus cavidades durante la relajación ventricular isovolumétrica y el llenado auricular pasivo. La duración del ciclo cardíaco total es el valor inverso de la frecuencia cardíaca (23). En un adulto, en reposo, la frecuencia cardíaca normal es de 50 a 100 latidos por minuto (24).

## 1.4. Dinámica de fluidos

### 1.4.1. Fluido Newtoniano incompresible

Para entender el comportamiento del fluido analizado, se describe el movimiento de los fluidos newtonianos a partir de la Ecuación de Navier-Stokes. A partir de la conservación de masa, se puede mostrar que si el flujo es incompresible  $\vec{\nabla} \cdot \vec{v} = 0$  ( $\rho = cte$ ), la ecuación de movimiento, es decir, la ecuación de Navier-Stokes (25) es:

$$\rho \frac{D\vec{v}}{Dt} = \rho \vec{f} - \vec{\nabla} P + \mu \nabla^2 \vec{v} \quad (1.4)$$

en donde  $\vec{v}$  es la velocidad del fluido,  $\rho$  es la densidad,  $\vec{f}$  representa las fuerzas de cuerpo,  $P$  es la presión y  $\mu$  es el coeficiente de viscosidad dinámica. Además, hemos considerado el operador derivada material (26) como:

$$\frac{D^*}{Dt} = \frac{\delta^*}{\delta t} + \vec{v} \cdot \nabla^* \quad (1.5)$$

Un parámetro comúnmente utilizado para caracterizar el movimiento de un fluido es el número de Reynolds,  $Re$ , que expresa la relación entre los efectos inerciales y viscosos del flujo de forma adimensional:

$$Re = \frac{\rho v d}{\mu} \quad (1.6)$$

en donde  $\rho$  es la densidad,  $v$  es la velocidad,  $d$  es el diámetro y  $\mu$  la viscosidad dinámica.

El valor del número  $Re$  permite determinar el régimen de comportamiento del fluido: si  $Re \leq 2100$  el flujo se comportará como un flujo laminar; cuando  $2100 \leq Re \leq 3000$  se tiene un flujo en transición; para el caso en que  $Re \geq 3000$  el fluido se comporta como turbulento.

El flujo sanguíneo en las arterias es pulsátil debido al pulso cardíaco (27). Un parámetro importante en el estudio de este tipo de flujos es el número de Womersley, ( $\alpha$ ), que muestra la importancia de la condición pulsátil en la distribución de velocidades. Este número relaciona la frecuencia de un flujo pulsátil con los efectos viscosos (28) y está dado por la relación:

$$\alpha^2 = \frac{\omega R^2 \rho}{\mu} \quad (1.7)$$

en donde  $\omega$  es la frecuencia de las oscilaciones,  $R$  es el radio del tubo,  $\rho$  es la densidad y  $\mu$  es la viscosidad dinámica.  $\alpha$  afecta directamente la forma de los perfiles de velocidad. Cuando es bajo, las fuerzas viscosas dominan, de modo que los perfiles de velocidad presentan una forma parabólica. Para  $\alpha$  mayores a 10 dominan las fuerzas inerciales y el perfil de velocidad se observa como una onda plana. (14) En la tabla 1.1. se muestran algunos valores típicos de  $\alpha$  para diferentes conductos sanguíneos (29).

Conducto sanguíneo	$\alpha$	Re	
		Medio	Máximo
Aorta Ascendente	21	1500	9400
Aorta Descendente	12	640	3600
Arteria Femoral	4	200	860
Arteria Carótida	5	700	1300
Vena Cava Inferior	17	1400	3000
Vena Cava Superior	15	550	1400
Arteria Pulmonar Principal	20	1600	7800

Cuadro 1.1: Valores típicos de Re y  $\alpha$  para algunos conductos sanguíneos medidos en una persona de 70 kg en reposo (30).

Con la finalidad de que el experimento sea lo más cercano al problema real, consideramos el número de Womersley  $\alpha = 5$ . Dado que el radio, la densidad y la viscosidad dinámica son valores constantes, podemos ver de la relación 1.11. que el parámetro a determinar es la frecuencia del flujo

$$\omega = \frac{\alpha^2 \mu}{R^2 \rho} \quad (1.8)$$

obteniendo una frecuencia  $\omega = 0.85 \text{ hz}$  para este experimento.

## 1.5. Antecedentes

En las últimas décadas se han realizado numerosos estudios con la finalidad de comprender mejor el comportamiento del flujo sanguíneo. Actualmente se considera que cada aspecto de la mecánica de él juega un papel importante en la generación, detección y tratamiento de las enfermedades arteriales. Diversas investigaciones sugieren que los mecanismos inducidos por la hemodinámica pueden tener una gran implicación en la generación y progresión de aterosclerosis (31). Esta es una de las respuestas biológicas más perjudiciales dado que una vez que se forma, la arteria se estrecha reduciendo la cantidad de sangre que reciben los vasos aguas abajo. La otra consecuencia importante ante la presencia de aterosclerosis es que la alteración del flujo cambia la magnitud de los esfuerzos cortantes y de la presión del fluido sobre la pared arterial afectando así la progresión de la lesión y provocando tendencia a la ruptura de la placa (14).

Entre los factores hemodinámicos que se consideran de mayor influencia en la respuesta biológica se encuentran las magnitudes de esfuerzos y de transferencia de masa en la interfaz pared-fluido. Se ha encontrado también que los ateromas se forman preferentemente en zonas donde las arterias se dividen, se unen o tienen curvas pronunciadas (32).

En un principio se consideraron altamente peligrosas las regiones en donde los esfuerzos cortantes fueran muy altos ya que causaban daño a la pared arterial fomentando la formación de placa aterosclerótica (33). Sin embargo, se ha observado que el valor máximo o mínimo de los esfuerzos cortantes tendrá una mayor influencia en la respuesta biológica según el estado de la arteria. Por lo tanto, para comprender a profundidad el comportamiento mecánico de la sangre muchos estudios se han realizado simulando tanto vasos normales como estenóticos. Caro fue el primero en proponer una teoría de transporte de masa dependiente de la tensión de corte (34). Se ha observado, en los estudios realizados en arterias normales, que los sitios en los que la magnitud de los esfuerzos cortantes son muy bajos, o cambian rápidamente en tiempo o espacio, son los más vulnerables a la formación de placa aterosclerótica (35). Esta teoría puede explicarse como un mecanismo de defensa mediante la ley de Poiseuille:

$$\tau = \frac{4\mu Q}{\pi R^3} \quad (1.9)$$

en donde  $\tau$  es el esfuerzo cortante,  $\mu$  es la viscosidad dinámica,  $Q$  el caudal y  $R$  el radio del vaso sanguíneo. En las zonas donde el esfuerzo cortante es muy bajo la formación de placa disminuirá la sección del vaso sanguíneo disponible para elevar la magnitud de los esfuerzos cortantes (36).

Por otro lado, una vez formada la estenosis los parámetros reológicos de mayor importancia son los altos valores de esfuerzos, las áreas de recirculación de flujo y la turbulencia. Ya que estos factores pueden fomentar el desprendimiento parcial o total de la placa (37). Existen numerosos indicios de que la arteriosclerosis es un proceso de depósito en determinados sectores del sistema vascular que depende de la función plaquetaria. La activación plaquetaria es favorecida cuando cambia bruscamente la velocidad y la dirección del flujo, y se produce una recirculación contra las paredes vasculares. En las estenosis, debido a las elevadas fuerzas de cizallamiento, los eritrocitos son altamente deformados y pueden llegar a romperse y liberar su contenido favoreciendo la activación de plaquetas y la formación de trombos lo que puede derivar en un accidente isquémico (38). El proceso de ruptura de la membrana celular (lisis) en las células sanguíneas sometidas a un esfuerzo cortante continuo se ha observado alrededor de 150

$N/m^2$ ; sin embargo, se sabe que los valores umbral dependen de la naturaleza y duración del esfuerzo. Por ejemplo, el umbral para la ruptura de las células rojas para un exposición de menos de un segundo se ha observado en aproximadamente  $2000 N/m^2$  (39).

Estudios recientes muestran que la formación de agregados de plaquetas (trombosis) tiene una dependencia con la rapidez de deformación y el tiempo de exposición: la formación de trombos se inicia para un valor de  $1500 s^{-1}$  a un mayor tiempo de exposición, sin embargo para valores mayores a  $4000 s^{-1}$  la formación de agregados plaquetarios ya no depende del tiempo de exposición (40). Otro factor a considerar cuando se tienen valores altos de la rapidez de deformación es el factor de von Willebrand. Este factor es una proteína que fomenta la adhesión de plaquetas para lograr coagulación. En condiciones normales esta proteína tiene un tamaño aproximado de  $2 \mu m$ , sin embargo, cuando la tasa de deformación sobrepasa el valor crítico ( $5000 s^{-1}$ ) esta proteína se elonga alcanzando una longitud de hasta  $15 \mu m$ . Esta transición es reversible ya que la proteína se relaja y regresa a su forma original cuando la tasa de deformación disminuye (41).

Otro parámetro a considerar en cuanto a daño sanguíneo son las zonas en donde la rapidez de deformación es baja ya que la sangre se vuelve más viscosa promoviendo la agregación eritrocitaria. Una de las dificultades al caracterizar arterias estenóticas es que las características del flujo dependen del tamaño y forma de la estenosis y de la forma de la onda del flujo base (42). Además, la medición del esfuerzo cortante es una dificultad cuando se trata de un flujo pulsátil. Otros estudios encontraron, usando un modelo de arteria carótida construida en vidrio y a través de una técnica de visualización de burbujas de hidrógeno, que las arterias se adaptan a mantener un esfuerzo cortante sobre la pared de  $\sim 1.5 N/m^2$  (43).

En cuanto a otros parámetros se ha observado la aparición de vórtices y zonas de recirculación del flujo aguas abajo de la estenosis. Estudios anteriores exhiben una relación directa entre la formación de estos vórtices y la geometría de las oclusiones así como la dependencia de las zonas de recirculación respecto al grado de oclusión. Rastrollo (44) reporta haber observado que la recirculación del flujo se produce en más zonas de las estenosis a medida que aumenta el grado de oclusión. Además menciona que se puede observar el desarrollo de la recirculación del flujo también en la zona central cuando una estenosis ocupa el 90% del conducto. Solano et. al. reportan la presencia de flujo turbulento en presencia de una estenosis aún en estadio temprana (45) lo cual permitiría la detección del estrechamiento de la arteria antes de que ocurra un accidente

cerebrovascular. La detección temprana permite la reducción de un evento de este tipo hasta en un 80% (46).

El presente trabajo muestra un análisis experimental sobre un plano del flujo a través de un tubo con diferentes grados de estenosis. El objetivo es estudiar el efecto de la interacción fluido-sólido tal como son los esfuerzos, la vorticidad y la rapidez de deformación. Buscamos encontrar una relación entre los valores de la rapidez de deformación y el grado de oclusión, así como la dependencia de estos valores con el tamaño y rugosidad de la estenosis.



---

## Capítulo 2

# Descripción del experimento

---

### 2.1. Arreglo experimental

Se utilizó un sistema para generar las condiciones experimentales que simulan las características físicas del sistema circulatorio humano. Este arreglo está basado en el modelo de Windkessel como se describió anteriormente (Capítulo 1) y consta de un circuito cerrado formado principalmente por tres componentes: una bomba pulsátil, un canal de pruebas y una cámara de compliancia. El mecanismo de adquisición de imágenes consta de una cámara rápida y un software especializado para el análisis de éstas. Se utilizó una técnica PIV para la obtención de los campos de velocidad.

En la figura 2.1 se muestran todos los componentes del dispositivo experimental, tanto aquéllos que forman el circuito que simula la circulación sanguínea, así como los componentes del sistema PIV: 1. Bomba pulsátil que simula la acción del corazón, 2. Canal de pruebas que permite la correcta visualización del experimento, 3. Tubo de acrílico, que simula la arteria con la estenosis dentro, 4. Cámara de compliancia que simula la elasticidad de las venas, 5. Cámara de alta velocidad que permite la obtención de hasta 1000 cuadros por segundo, 6. Láser Nd-YAG que proporciona la iluminación necesaria para llevar a cabo la medición con esta técnica.

## 2.2. Circuito que simula la circulación sanguínea

1. Bomba pulsátil: sirve para simular la acción ventricular del corazón. Para este experimento se utilizó una bomba Harvard Pulsatile Blood Pump modelo 55-3305. Esta bomba permite simular el flujo de sangre de mamíferos grandes al fijar los parámetros característicos según las necesidades del experimento. En este caso el volumen de desplazamiento se fijó en  $70 \text{ cm}^3$  por pulso, la frecuencia en  $0.85 \text{ Hz}$  que corresponde a 51 pulsaciones por minuto y la razón sístole/diástole en 35/65. Todos estos valores son los reportados en la literatura correspondientes a los del flujo sanguíneo de un adulto en condiciones normales (47). Estos valores nos permiten calcular el número de Womersley definido en la expresión (1.12) que para este experimento tiene un valor  $\alpha = 5$ .

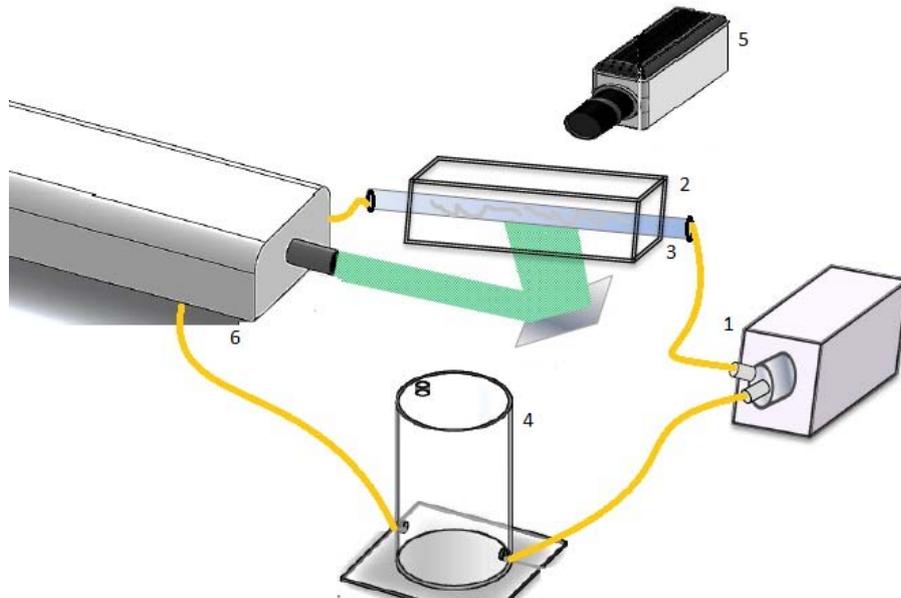


Figura 2.1: Dispositivo experimental basado en el modelo de Windkessel, formado por: 1. Bomba pulsátil. 2. Caja de vidrio. 3. Tubo de acrílico. 4. Cámara de compliancia. 5. Cámara de alta velocidad. 6. Láser Nd-YAG.

2. Canal de pruebas: consistió en una caja de vidrio en la cual se introdujo un tubo de acrílico con la estenosis dentro, en la figura 2.1. se señala al tubo de

acrílico con el número 3. Para simular la arteria carótida interna de un adulto, cuyo diámetro promedio se encuentra entre  $9\text{ mm} - 12\text{ mm}$ , se utilizaron tubos de  $11\text{ mm}$  de diámetro interno. Con la finalidad de evitar distorsiones la caja se inundó con agua. Las pruebas se efectuaron en un área de visualización de  $140\text{ mm} \times 11\text{ mm}$  con la estenosis en el centro.

4. Cámara de compliancia: sirve para emular la elasticidad de los vasos sanguíneos debido a la columna de aire comprimido en su interior; además, garantiza la presencia constante de agua en el sistema. El tanque de compensación que se utilizó es un cilindro de acrílico de  $140\text{ mm}$  de diámetro interior y  $230\text{ mm}$  de altura. Se llenó con agua hasta  $90\text{ mm}$ , el resto es aire. Esta columna de aire funciona como un resorte que almacena energía cuando la presión se incrementa y la libera cuando la presión dentro de la tubería disminuye. La tabla 2.1 muestra una comparación entre los parámetros típicos del sistema circulatorio y los utilizados en el dispositivo experimental.

Parámetro	Símbolo	Sistema circulatorio	Modelo experimental
Volumen total desplazado	$V_D$	45 ml/ciclo	70 ml/ciclo
Frecuencia cardíaca	f	80 ciclos/min	51 ciclos/min
Periodo del ciclo	T	0.75 s/ciclo	1.2 s/ciclo
Fracción sistólica del ciclo	k	0.35T	0.35T
Flujo volumétrico	Q	3645 ml/min	3570 ml/min

Cuadro 2.1: Valores experimentales del sistema circulatorio en comparación con los utilizados en el modelo.

Debido a la combinación de los componentes en la sangre, se ha demostrado que es posible modelarla como un fluido homogéneo en los grandes vasos sanguíneos, en los cuales el diámetro es al menos dos órdenes de magnitud mayor que el tamaño de los glóbulos rojos como lo es la arteria carótida que simulamos en este experimento (48). Por lo anterior la sangre se consideró como newtoniana, homogénea e incompresible, permitiendo el uso de agua como fluido de trabajo. La tabla 2.2. muestra una comparación entre las propiedades del fluido de trabajo y la sangre.

	Densidad ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )	Viscosidad dinámica ( $\text{kg}/\text{ms}$ )
agua	1000	0.0010
sangre	1050	0.0035

Cuadro 2.2: Propiedades del agua y la sangre.

Las estenosis fueron hechas con un polímero termoestable. Se consideraron estenosis con diferentes parámetros geométricos. Definimos un parámetro adimensional  $L^*$  a partir de los parámetros principales de la estenosis como:

$$L^* = \frac{l}{h} \quad (2.1)$$

en donde ( $l$ ) es la longitud y ( $h$ ) la altura. El porcentaje de oclusión se define en términos de la altura y del diámetro del tubo  $d$  como:

$$\text{porcentaje} = \frac{h}{d} \cdot 100 \quad (2.2)$$

Dado que uno de los objetivos de este trabajo es observar el impacto de los parámetros sobre el flujo cuando existe una estenosis, se han considerado tres grupos de estenosis: en el primer grupo las estenosis tienen un factor de forma  $L^*$  constante y se compara la respuesta ante el incremento en el grado de oclusión dentro del tubo: 50 %, 70 % y 90 %. En el segundo grupo las estenosis presentan un mismo grado de oclusión (70 %) pero el factor de forma varía entre ellas:  $L^* = 2$ ,  $L^* = 3$ ,  $L^* = 4$ . En el tercer grupo las estenosis poseen el mismo factor de forma y grado de oclusión pero son diferentes en cuanto a rugosidad; se compara la respuesta ante la presencia de estenosis de superficie lisa y una rugosa. La tabla 2.3. muestra los parámetros que caracterizan a las estenosis utilizadas en este proyecto.

Estenosis	$l$ (mm)	$h$ (mm)	$L^*$ [ $\frac{l}{h}$ ]	Porcentaje de oclusión [ $\frac{h}{d} \times 100$ ]	Rugosidad relativa $\epsilon$
1	16.30	5.48	3	50 %	0.00013
2	22.50	7.50	3	70 %	0.00013
3	29.20	9.70	3	90 %	0.00013
4	15.10	7.50	2	70 %	0.00013
5	15.10	7.50	2	70 %	0.09318
6	22.50	7.50	3	70 %	0.00013
7	22.50	7.50	3	70 %	0.09318
8	30.00	7.50	4	70 %	0.00013
9	30.00	7.50	4	70 %	0.09318

Cuadro 2.3: Parámetros geométricos de la estenosis.

## 2.3. Técnica PIV

La técnica de velocimetría por imágenes de partículas por sus siglas en inglés (PIV), es una técnica experimental de medición euleriana de medición, no intrusiva, que permite obtener campos de velocidad en planos por donde pasa el fluido en un instante dado. La metodología PIV es la siguiente:

- Se siembran partículas trazadoras en el flujo.
- Se ilumina el área de interés con una hoja de luz emitida por un láser de pulsos. Esta luz al incidir sobre las partículas trazadoras será reflejada en todas direcciones.
- Se captura la luz reflejada por las partículas utilizando una cámara en dos imágenes con un tiempo muy pequeño entre ellas.
- Las imágenes se analizan utilizando un procesador PIV que permite calcular las características del flujo como son la velocidad, la rapidez de deformación y la vorticidad.

El tipo de **partículas trazadoras** depende del fluido de trabajo. Lo importante es que las partículas deben tener una densidad igual o muy semejante a la del fluido para que puedan seguir la trayectoria del flujo satisfactoriamente. Además deben tener un índice de refracción diferente a la del fluido de modo que al ser iluminadas por el láser dispersen la luz incidente y ésta sea detectada por la cámara. Después de varias pruebas con diferentes sustancias trazadoras, se encontró que las propiedades de fluorescencia de la rodamina B eran las necesarias para evitar brillos y la correcta visualización del flujo en cuestión. Por lo tanto se utilizaron partículas de plástico recubiertas con Rodamina B de diámetro medio  $10 \mu m$ . Debido a la fluorescencia de las partículas trazadoras fue necesario utilizar un filtro de  $550 nm$  para una mejor visualización.

Para iluminar el área de interés se utilizó un **láser** Nd-YAG de  $524 nm$  Dual-Power TR de la marca Litron, capaz de proporcionar un pulso de energía de hasta  $150 mJ$  y puede alcanzar una frecuencia de repetición de  $10 kHz$ . La hoja del láser se alineó cuidadosamente utilizando un espejo colocado a  $45^\circ$  por debajo de la zona de visualización para que iluminara eficazmente la zona central del tubo y fuera perpendicular a la dirección principal del flujo.

Para obtener las imágenes se utilizó una **cámara de alta velocidad** Phantom SpeedSense capaz de tomar hasta 1000 cuadros por segundo. El experimento se

realizó tomando un solo cuadro con doble exposición. El tiempo entre cuadros fue de  $t = 2.06 \times 10^{-3}$  s y se obtuvieron aproximadamente 564 imágenes por ciclo. Se utilizó una lente Nikon de 120 mm de distancia focal. El factor escala de nuestro experimento fue de  $S=0.09$  mm/ pixel.

Para analizar las secuencias de imágenes se utilizó el **procesador PIV** DynamicStudio que permite dividir las imágenes en zonas de interrogación definidas por el usuario y obtener una correlación cruzada para obtener el vector desplazamiento promedio de cada partícula. Si se dividen los vectores de desplazamiento entre el tiempo conocido entre pulsos  $\Delta t$ , se obtiene el mapa de vectores de velocidad. En este experimento definimos zonas de interrogación de  $32 \times 32$  pixeles<sup>2</sup> que corresponde a  $2.88 \times 2.88$  mm<sup>2</sup> de resolución espacial.

Para asegurar un análisis efectivo, el fabricante del equipo recomienda que el desplazamiento máximo de las partículas sea menor que la cuarta parte de cada área de interrogación:

$$d_{max} = v_{max}\Delta t \leq \frac{N_{AI}S}{4} \quad (2.3)$$

donde  $v_{max}$  es la velocidad máxima de las partículas,  $\Delta t$  es el tiempo entre pulsos,  $N_{AI}$  es la longitud del lado del área de interrogación y S el factor de escala.

Utilizando la técnica PIV es posible seguir la trayectoria de partículas trazadoras en un intervalo de tiempo muy pequeño, del orden de 5 . En cada ciclo se obtiene un par de fotografías que se analizan con el software DynamicStudio. Los algoritmos del software consisten en obtener el mapa de vectores a partir de las imágenes adquiridas para determinar el desplazamiento y la velocidad de las partículas. Para esto se comparan las imágenes, determinando en cada una la posición de las partículas para obtener el desplazamiento en pixeles y al dividir este desplazamiento entre el tiempo de diferencia entre fotografías se puede calcular la velocidad.

## 2.4. Análisis de la velocidad

Una vez obtenidas las fotografías se determina el campo de velocidades del flujo a partir de una correlación cruzada. Esto consiste en dividir las fotografías en áreas de interrogación  $N_{AI}$  que pueden ser elegidas por el usuario. La correlación cruzada consiste en el análisis de la similitud de dos señales luminosas reflejadas

por las partículas trazadoras en cada área de interrogación. De modo que al dividir el desplazamiento promedio de las partículas ( $d(t) - d(t + \Delta t)$ ) por el tiempo entre imágenes ( $\Delta t$ ) se obtiene la velocidad de las partículas:

$$v_{particulas} = \frac{d(t) - d(t + \Delta t)}{\Delta t} \quad (2.4)$$

Posteriormente se realizó un análisis de validación mediante el cual se eliminan los vectores incorrectos y se sustituyen por un vector validado. Los vectores validados se obtienen al analizar si se encuentran dentro de un rango de velocidad promedio, en caso contrario el vector es sustituido por un vector de velocidad media. O bien, es posible comparar los vectores con los vecinos, en caso de encontrar un vector muy diferente de los otros se reemplaza por el promedio de los vecinos. Una vez realizada la validación se lleva a cabo un proceso de filtrado para eliminar ruido o errores de medición. Posteriormente se realiza una derivación a través de la cual se obtienen cualidades del flujo como son la vorticidad y las líneas de corriente.

## 2.5. Análisis de datos

Una vez obtenidos los datos mediante las técnicas de velocimetría por imágenes de partículas y promediado en fase se procesaron los datos utilizando un programa de Matlab (Apéndice A). Se calcularon el gradiente de velocidad, la magnitud de rapidez de deformación, la vorticidad y la magnitud de los esfuerzos viscosos. Para calcular el gradiente de la velocidad se consideró la velocidad de dos partículas cercanas de una porción de fluido en un mismo instante. Sea  $v_i$  la velocidad en un punto  $p_1$  y  $v_i + dv_i$  en un punto  $p_2$ . De modo que la partícula en  $p_2$  tiene una velocidad relativa respecto a la partícula en  $p_1$ , esta velocidad se expresa como

$$dv_i = \frac{\partial v_i}{\partial x_j} dx_j \quad (2.5)$$

o bien como

$$d\underline{v} = \underline{\underline{L}} \cdot \underline{x} d\underline{x} \quad (2.6)$$

en notación tensorial. En donde  $\underline{\underline{L}}$  es el tensor de segundo orden que representa el gradiente de velocidad espacial de un campo de velocidades  $v_i = v_i(x, t)$ . En notación indicial este tensor se escribe

$$L_{ij} = \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \right) \quad (2.7)$$

El tensor gradiente de velocidad puede descomponerse en una parte simétrica y una parte antisimétrica (49):

$$L_{ij} = D_{ij} + \omega_{ij} \quad (2.8)$$

o bien

$$\underline{\underline{L}} = \underline{\underline{D}} + \underline{\underline{\omega}} \quad (2.9)$$

La parte simétrica del tensor gradiente de velocidad es la rapidez de deformación descrita como:

$$\underline{\underline{D}} = D_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.10)$$

y su magnitud está dada por:

$$|\underline{\underline{D}}| = \text{tr}|\underline{\underline{D}}\underline{\underline{D}}^T|^{1/2} \quad (2.11)$$

La parte antisimétrica es el tensor vorticidad:

$$\underline{\underline{\omega}} = \omega_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} - \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.12)$$

y su magnitud está dada por:

$$|\underline{\underline{\omega}}| = \text{tr}|\omega\omega^T|^{1/2} \quad (2.13)$$

Finalmente, podemos obtener los esfuerzos viscosos a través de la relación:

$$\tau_{ij} = \mu \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.14)$$

en donde  $\mu$  es la viscosidad dinámica.

### 2.5.1. Flujo volumétrico

Otra cantidad derivada, obtenida a partir de la medición de los campos de velocidad es el flujo másico total, que es la cantidad de masa total que atraviesa la superficie  $S(t)$  (50) dado por:

$$Q = \oint_{S(t)} \rho \vec{v} \cdot d\vec{S} \quad (2.15)$$

dado que el gasto másico es una constante, se puede demostrar que el flujo másico total se puede expresar como

$$Q = \rho \bar{v} A \quad (2.16)$$

en donde  $\rho$  es la densidad del fluido,  $\bar{v}$  es la velocidad media y  $A$  es el área. Si se considera un fluido que fluye por el interior de un tubo circular, al analizar el flujo másico en dos puntos (utilizando la expresión anterior) se puede concluir que:

$$\rho_1 \bar{v}_1 A_1 = \rho_2 \bar{v}_2 A_2 \quad (2.17)$$

si se tiene un flujo incompresible  $\rho = cte$ , entonces tenemos

$$\bar{v}_1 A_1 = \bar{v}_2 A_2 \quad (2.18)$$

y por lo tanto

$$\bar{v}_2 = \bar{v}_1 \frac{A_1}{A_2} \quad (2.19)$$

De la ecuación 2.16. tenemos que si se conoce la velocidad media en un punto se puede obtener el flujo volumétrico, sin embargo, también es posible calcular esta cantidad si se conoce el volumen desplazado y la frecuencia:

$$Q = V_d \cdot \omega \quad (2.20)$$

Utilizando el flujo volumétrico calculado (con los parámetros que se muestran el cuadro 2.1.) podemos obtener un valor teórico para la velocidad media aguas arriba ( $|\bar{v}_1|$ ) y compararlo con el valor obtenido experimentalmente. Para obtener un valor teórico de la velocidad media en la zona de la estenosis consideramos un tubo como el que se muestra la figura 2.3., en la posición (1) tenemos un flujo entrante y en la posición (2) la zona del tubo se ha reducido por la estenosis.

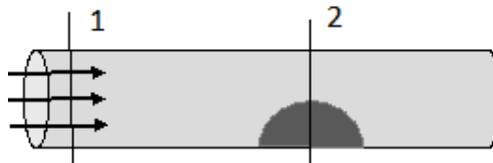


Figura 2.2: Tubo con una estenosis en su interior. (1) zona libre. (2) zona estenótica.

A través de la ecuación 2.19. podemos calcular la velocidad en la zona de la estenosis, para compararla posteriormente con la velocidad media obtenida

experimentalmente en esta misma zona. La comparación de los valores teóricos y experimentales de las velocidades medias aguas arriba y en la zona de la estenosis nos permitirá verificar que la técnica es correcta. En la tabla se muestra la magnitud de la velocidad media medida espacial ( $|\bar{v}_1|_{experimental}$ ) y calculada ( $|\bar{v}_1|_{teórica}$ ) en la zona anterior a la estenosis así como la magnitud de la velocidad media experimental obtenida en la zona de la estenosis ( $|\bar{v}_2|_{experimental}$ ) y la velocidad calculada utilizando la ecuación 2.16. ( $|\bar{v}_2|_{teórica}$ ) para las diferentes estenosis utilizadas en este trabajo.

	$ \bar{v}_1 _{exp}$ (m/s)	$ \bar{v}_1 _{teo}$ (m/s)	$ \bar{v}_2 _{exp}$ (m/s)	$ \bar{v}_2 _{teo}$ (m/s)	error porcentual %
grado de oclusión					
50 %	0.62	0.64	2.32	2.56	9.37
70 %	0.66	0.64	5.52	6.73	17.97
90 %	0.67	0.64	8.63	59.20	85.00
parámetro de forma					
2	0.53	0.64	4.64	6.73	31
3	0.48	0.64	5.52	6.73	17.97
4	0.59	0.64	5.15	6.73	23.36
rugosidad relativa					
0.00013	0.48	0.64	5.52	6.73	17.97
0.09318	0.68	0.64	5.62	6.73	16.49

Cuadro 2.4: Comparación de las velocidades medidas y calculadas.

Para calcular la velocidad media en la zona de la estenosis se utilizó la velocidad media aguas arriba obtenida experimentalmente. Notamos en la tabla comparativa que la mayor diferencia entre los valores medidos y experimentales de  $|\bar{v}_2|$  corresponden a los obtenidos para una estenosis de 90 % de oclusión, lo que nos señala que esta medición puede tener errores al obtener las cantidades derivadas del gradiente de velocidad. Esto se puede deber a que la tasa de adquisición para las mediciones hechas durante este experimento es muy pequeña en comparación con la necesaria para medir la velocidad que alcanza el fluido cuando se presenta una estenosis con este grado de severidad.

### 2.5.2. Similitud

Para obtener una similitud entre el experimento y el sistema real utilizaremos el número de Re definido por la expresión 1.6. en la que se relacionan la

densidad ( $\rho$ ), el diámetro del tubo ( $d$ ), la viscosidad dinámica ( $\mu$ ) y la velocidad  $v$  del fluido. En este caso expresaremos a la velocidad en términos de la magnitud de la parte simétrica del tensor gradiente de velocidad ( $D$ ), que es la rapidez de deformación, por el diámetro del tubo:

$$v = D \cdot d \quad (2.21)$$

entonces  $Re$  se expresaría como:

$$Re = \left( \frac{\rho D d^2}{\mu} \right) \quad (2.22)$$

para tener similaridad entre el experimento y el sistema real, los números  $Re$  deben ser iguales:

$$\left( \frac{\rho D d^2}{\mu} \right)_{exp} = \left( \frac{\rho D d^2}{\mu} \right)_{sangre} \quad (2.23)$$

De modo que la magnitud de la rapidez de deformación del experimento se expresa como:

$$D_{exp} = D_{sangre} \frac{d_{sangre}^2}{d_{exp}^2} \frac{\rho_{sangre}}{\rho_{exp}} \frac{\mu_{exp}}{\mu_{sangre}} \quad (2.24)$$

De los valores reportados en la bibliografía tenemos que la magnitud de la rapidez de deformación crítica por encima de la cual la posibilidad de daño sanguíneo no depende del tiempo de exposición es  $D_{sangre} = 4000s^{-1}$  (40). Recordemos que el fluido de trabajo utilizado en este experimento es agua. Los valores utilizados para la densidad y la viscosidad dinámica del agua y de la sangre se encuentran en el cuadro 2.2. La relación entre los diámetros de la arteria carótida y el tubo utilizado en este experimento es aproximadamente 1, por lo tanto calculando la rapidez de deformación experimental encontramos un valor crítico para nuestro experimento de  $D_{exp} = 1200s^{-1}$ . Otro valor umbral importante en cuanto a daño sanguíneo es el valor crítico para la activación del factor von Willebrand que corresponde a  $D_{sangre} = 5000s^{-1}$  (41) y por lo tanto el valor crítico para nuestro experimento será  $D_{exp} = 1500s^{-1}$ .

---

## Capítulo 3

# Resultados

---

En el análisis de los resultados se utilizaron distintos parámetros geométricos, principalmente el diámetro interior del tubo  $d$ , que determinó la zona de medición con una longitud de  $2d$  aguas arriba y  $8d$  aguas abajo de la estenosis. También se utilizó para obtener los parámetros adimensionales. Además se consideraron los parámetros geométricos de la estenosis longitud  $l$  y altura  $h$  que determina el porcentaje de obstrucción dentro del tubo. Recordemos que las condiciones experimentales bajo las cuales se obtuvieron estos resultados son: densidad del fluido de trabajo  $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ , viscosidad  $\mu = 0.001 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ , frecuencia  $f = 51 \text{ ciclo/min}$ , volumen desplazado  $V_D = 70 \text{ ml/ciclo}$ , que son las reportadas para un adulto en reposo (24). Se realizó el análisis durante todo el ciclo cardíaco. En este experimento, el ciclo completo tiene una duración de  $1.12 \text{ s}$ , del cual  $0.392 \text{ s}$  corresponden a la sístole y  $0.728 \text{ s}$  a la diástole, que representan el 35% y 65% del ciclo total, respectivamente. Los resultados se presentan en los puntos de mayor interés por representar algún cambio en la tendencia del pulso.

Se obtuvo la gráfica de la velocidad máxima para un ciclo representativo. Se adimensionalizó con el valor de la velocidad máxima del ciclo. Dado que las condiciones de flujo son las mismas para los diferentes tubos, el comportamiento general observado para la velocidad es el mismo en los casos que hemos considerado. En la gráfica 3.1 se observa la velocidad máxima durante un ciclo para una estenosis de 70% de obstrucción y se señalan los puntos de interés con líneas de diferentes colores. Los puntos de interés que se muestran en esta gráfica se han medido a distancia de 2 diámetros aguas arriba de la estenosis. Lo anterior para verificar el comportamiento oscilatorio del flujo. La línea negra corresponde

al inicio de la aceleración sistólica en  $t/T = 0.17$ ; la línea roja muestra el máximo valor durante la sístole en  $t/T = 0.25$ ; el punto de desaceleración sistólica está representado por la línea verde en  $t/T = 0.31$  y la etapa diástolica fue tomada en  $t/T = 0.56$  y se muestra en la gráfica por la línea azul.

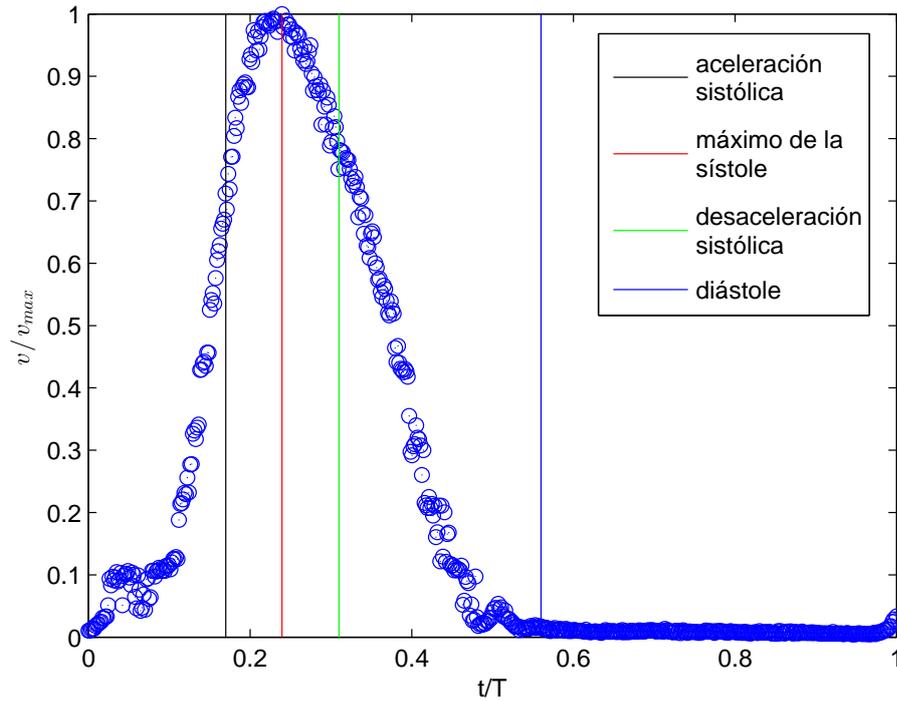


Figura 3.1: Velocidad máxima para una estenosis de 70% durante un ciclo completo, adimensionalizada con el valor de la velocidad máxima del ciclo. Las líneas negra, roja, verde y azul muestran las fracciones de ciclo de interés: aceleración sistólica ( $t/T = 0.17$ ), pico de la sístole ( $t/T = 0.25$ ), desaceleración sistólica ( $t/T = 0.31$ ) y algún momento durante la diástole ( $t/T = 0.56$ ), respectivamente.

Posteriormente se obtuvieron los contornos de velocidad para diferentes instantes de un ciclo representativo, en toda la región de visualización. La figura 3.2. muestra los campos de velocidades para una estenosis del 70% en interacción con un flujo permanente en cada uno de los puntos de interés. El flujo es de izquierda a derecha, los vectores representan la dirección y el sentido de la velocidad en cada punto, mientras que los contornos de color indican la magnitud de la velocidad. Todas las figuras se muestran en la misma escala. En cada figura

---

la zona en donde se encuentra la estenosis se ha señalado por una línea punteada blanca. La magnitud de la velocidad se ha adimensionalizado con la velocidad máxima del ciclo, por lo cual notamos que para la estenosis menos severa la distribución de velocidades es más uniforme que en los otros casos. Durante la fase sistólica el corazón se contrae y expulsa de él la mayor cantidad de sangre posible, para simular este efecto iniciamos el ciclo cuando el pistón de la bomba está completamente adelante. Podemos observar que es durante esta fase del ciclo, de aceleración sistólica, que se encuentran las mayores velocidades. En (a) se observa el perfil de velocidad obtenido en esta fracción de ciclo que corresponde a un instante  $t/T = 0.17$  del ciclo. Se observan las mayores velocidades en una región que inicia en la zona central de la estenosis y se extiende hasta aproximadamente 5 diámetros aguas abajo de la estenosis. Se observa también una zona de aproximadamente un diámetro en la región inmediata aguas abajo de la estenosis con velocidades muy bajas. Observamos en la figura (b) que corresponde al instante  $t/T = 0.25$  que cuando se alcanza el máximo de la sístole se observa la aparición aguas abajo de dos zonas de altas velocidades de alrededor de un diámetro de longitud rodeadas por zonas de muy bajas velocidades. Para un instante  $t/T = 0.31$  que corresponde a un instante en la fase de desaceleración de la sístole observamos un comportamiento similar al de la aceleración sistólica, sin embargo, las velocidades son más pequeñas y la zona de afectación debido a la presencia de la estenosis es aproximadamente un diámetro más pequeña que la localizada en la fase de aceleración. En la fase diástolica el corazón se relaja permitiendo que la sangre entre para iniciar otro ciclo, en nuestro experimento la cantidad de agua dentro de la tubería disminuye al ocupar completamente el espacio de la bomba esto disminuye la presión en las tuberías y se observa una disminución severa en la magnitud de la velocidad, como se puede observar en la instante  $t/T = 0.56$  del ciclo que corresponde a un punto dentro de la fase diastólica.

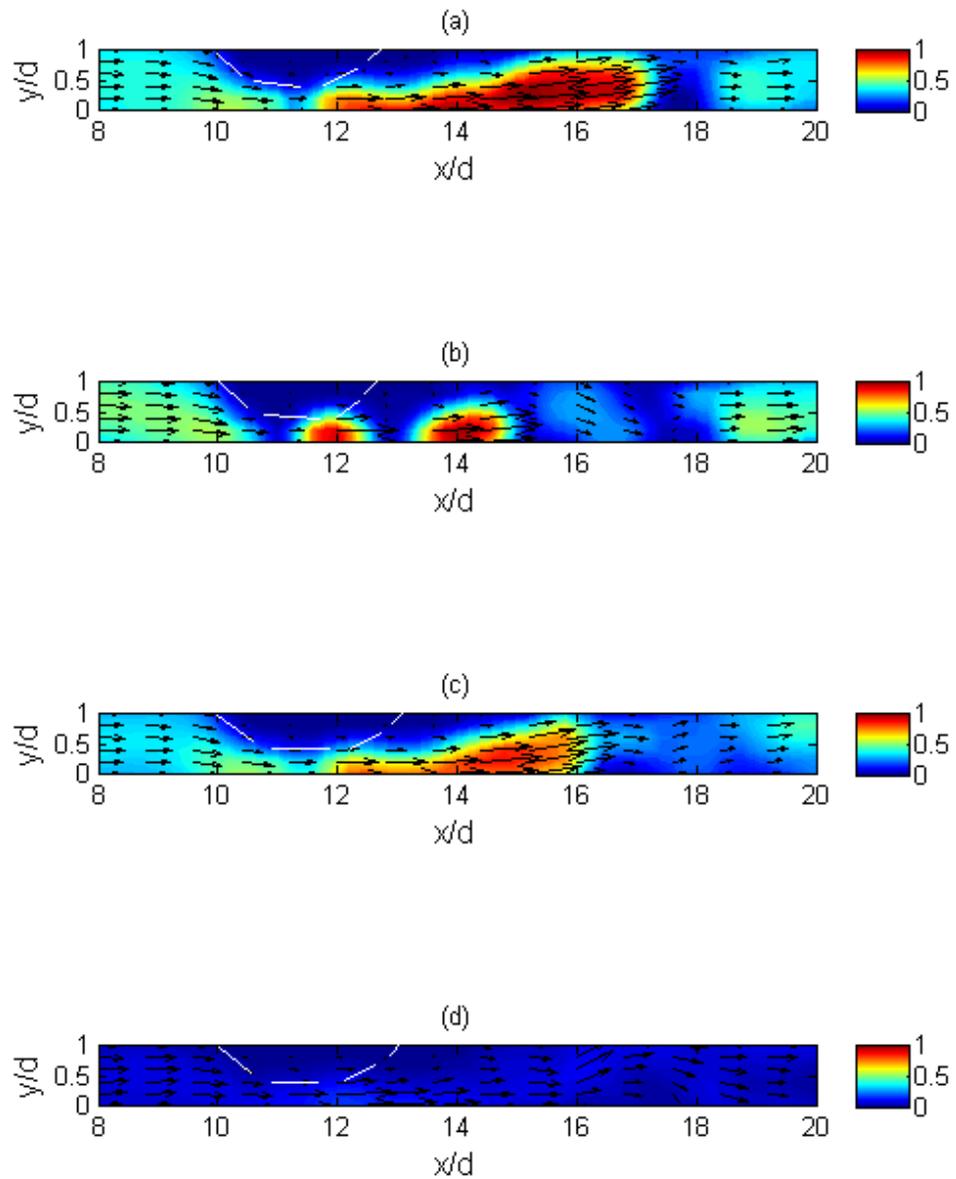


Figura 3.2: Magnitudes de velocidad durante diferentes instantes en un ciclo para una estenosis que representa 70% de oclusión. Todos los perfiles se adimensionalizaron con la velocidad máxima del ciclo y se presentan en la misma escala de color. (a)  $t/T = 0.17$  (b)  $t/T = 0.25$  (c)  $t/T = 0.31$  (d)  $t/T = 0.56$ . La estenosis se denota por una línea blanca punteada en todos los casos.

### 3.1. Variación del porcentaje de obstrucción, parámetro de forma constante

En esta sección se muestran los resultados obtenidos al comparar la respuesta dinámica del flujo ante la presencia de tres estenosis con el mismo parámetro de forma  $L^* = 3$  pero cuyo grado de obstrucción dentro del tubo es distinto 50 %, 70 % y 90 %. Para adimensionalizar la velocidad en todos los casos, se ha utilizado la velocidad media aguas arriba obtenida utilizando la relación entre el gasto volumétrico ( $Q$ ) y el área ( $A$ ) dada por la expresión 2.12 y de la que se obtiene:

$$\bar{v} = \frac{Q}{A} \Big|_{\text{aguas arriba}} \quad (3.1)$$

En este experimento el gasto volumétrico es  $Q = 5.95 \times 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$  para todos los casos, por lo tanto obtenemos que la magnitud de la velocidad media aguas arriba es  $\bar{v} = 0.64 \text{ m/s}$ .

El primer análisis que realizamos fue la comparación de la velocidad máxima en toda la zona de visualización para los tres tubos con diferentes grados de oclusión. En la figura 3.3. se muestra la velocidad máxima adimensionalizada con la velocidad aguas arriba. En general, la velocidad máxima aumenta con el grado de oclusión. Notamos que la velocidad máxima durante el ciclo es aproximadamente  $3 \text{ m/s}$  mayor durante la fase sistólica cuando se incrementa el grado de obstrucción de 50 % a 70 %. En ambos casos la velocidad durante la fase diástolica es muy pequeña. Cuando se incrementa de 70 % a 90 % el grado de oclusión se observa un incremento en la velocidad máxima sin embargo se observa una gran dispersión en la velocidad para el grado de oclusión más severo por lo cual no es posible observar el incremento definido en las velocidades máximas.

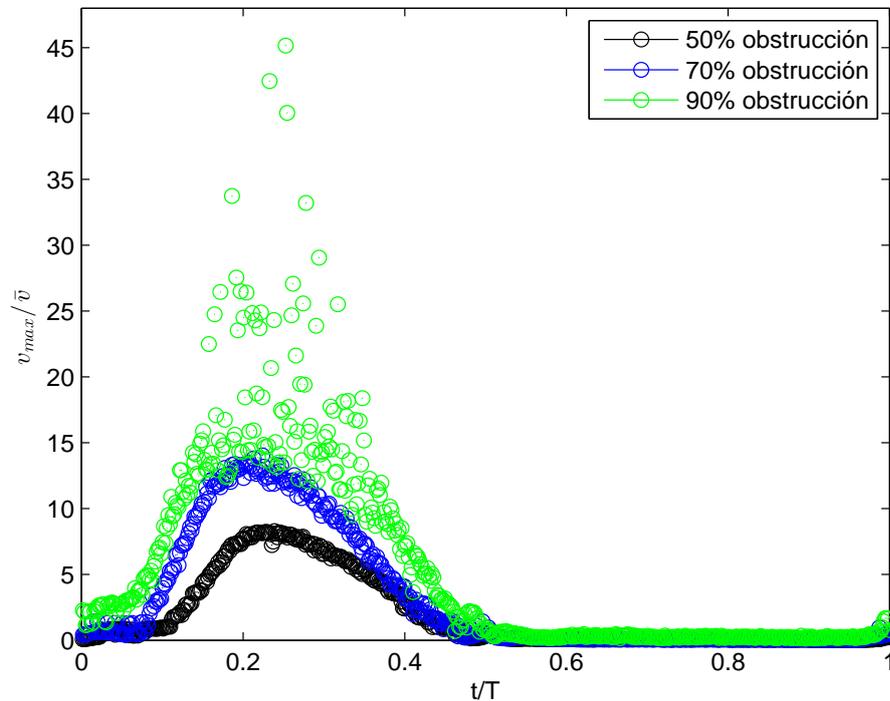


Figura 3.3: Velocidad máxima adimensionalizada para tres tubos con diferentes grados de oclusión: 50 %, 70 % y 90 % durante un ciclo completo. En todos los casos la velocidad máxima se ha adimensionalizado con la velocidad media aguas arriba.

Posteriormente hemos realizado un análisis en los instantes de interés del ciclo. En la tabla 3.1 se muestran los datos importantes obtenidos para cada instante estudiado del ciclo, los cuales se desprenden directamente de los campos de velocidad promedio. Estos valores han sido medidos en la zona en donde se encuentra la estenosis. Notamos que los valores del número de Reynolds se encuentran en el régimen de turbulencia en todos los casos. Esto no es extraño ya que aún en la zona aguas arriba el valor del número  $Re$  se encuentra dentro del régimen de turbulencia, con un valor  $Re=6600$ . Notamos que solo en un caso se encuentra un valor por debajo de este número de Reynolds y se encuentra en la fase diastólica cuando se presenta una oclusión de 50 %.

### 3.1 Variación del porcentaje de obstrucción, parámetro de forma constante

33

% de oclusión	t/T	magnitud de velocidad (m/s)		Re	
		$ V_{med} $	$ V_{max} $	$Re_{med}$	$Re_{max}$
50	0.17	3.10	4.65	$3.36 \times 10^4$	$5.04 \times 10^4$
	0.25	3.39	5.08	$3.67 \times 10^4$	$5.50 \times 10^4$
	0.31	2.78	4.07	$3.01 \times 10^4$	$4.41 \times 10^4$
	0.56	0.01	0.03	177.19	371.70
70	0.17	7.08	8.88	$7.67 \times 10^4$	$9.62 \times 10^4$
	0.25	7.87	9.65	$8.52 \times 10^4$	$1.64 \times 10^5$
	0.31	7.12	7.95	$7.71 \times 10^4$	$8.61 \times 10^4$
	0.56	0.03	0.05	377.08	554.35
90	0.17	12.91	15.46	$1.39 \times 10^5$	$1.67 \times 10^5$
	0.25	13.63	26.18	$1.47 \times 10^5$	$2.83 \times 10^5$
	0.31	8.59	14.26	$9.30 \times 10^4$	$1.54 \times 10^5$
	0.56	0.19	0.70	$2.05 \times 10^3$	$7.58 \times 10^3$

Cuadro 3.1: Magnitudes de la velocidad y números de Reynolds obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo, para tres grados diferentes de oclusión.

#### 3.1.1. Magnitud de la rapidez de deformación

El tensor rapidez de deformación contiene en la diagonal principal la información acerca de las deformaciones extensionales con cambios volumétricos del fluido, mientras que en los elementos que no se encuentran en la diagonal nos dan información sobre las deformaciones angulares sin cambios de volumen de las partículas. Se calcularon los valores de las componentes de este tensor usando las ecuaciones descritas anteriormente, en MATLAB. Posteriormente se obtuvo la magnitud del tensor en cada punto y se obtuvo el máximo en cada instante del ciclo para los tres tubos que estamos comparando. Para adimensionalizar la magnitud de la rapidez de deformación en todos los casos se utilizó el parámetro  $\bar{v}/d$ , en donde  $\bar{v}$  es la velocidad media aguas arriba y  $d$  el diámetro del tubo. Los valores máximos adimensionalizados se muestran en la figura 3.4. Para todos los casos, la región de mayor deformación se encuentra aguas abajo de la estenosis, este resultado es esperado pues es la zona en la que se localizan gradientes de velocidad mayores. Observamos que la magnitud de la rapidez de deformación aumenta con el grado de oclusión. Se muestra el valor del umbral para la formación de agregados plaquetarios  $4000s^{-1}$ . (40). Observamos que el máximo de rapidez de deformación cuando se presenta una estenosis del 50% de oclusión no sobrepasa el valor umbral para la formación de trombosis, por lo cual no presenta la posibilidad de daño sanguíneo, en ningún momento del ciclo. Cuando se presenta una estenosis de 70% se observa la posibilidad de daño sanguíneo en el

máximo de la fase sistólica. En este caso se sobrepasa el umbral para la formación de agregados plaquetarios en  $t/T = 0.14$ . Sin embargo una mayor posibilidad de formación de trombosis se presenta desde  $t/T = 0.17$  y hasta  $t/T = 0.23$  ya que se sobrepasa el umbral para la activación del factor von Willebrand. Durante la fase diastólica, los valores máximos de la rapidez de deformación se encuentran por debajo del valor umbral.

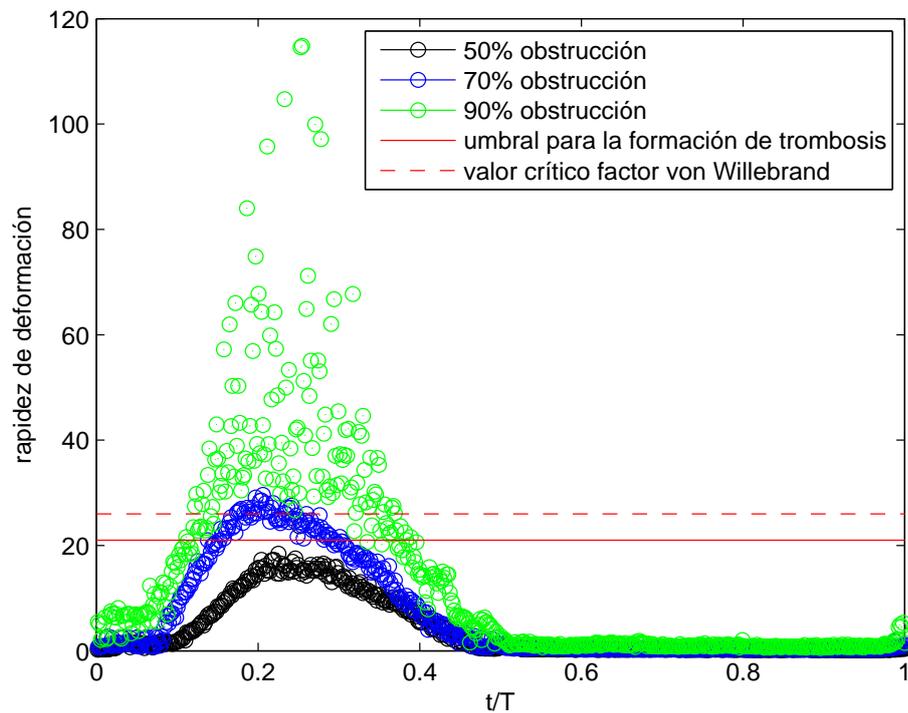


Figura 3.4: Valores máximos adimensionalizados de la magnitud de rapidez de deformación en cada instante de un ciclo para tres grados de estenosis 50 %, 70 % y 90 %. Las líneas muestran los valores umbral para la formación de trombosis dependiente del tiempo de exposición, independiente del tiempo de exposición y el valor crítico para la elongación del factor von Willebrand.

Para el caso en que se tiene una obstrucción del 90 % la posibilidad de daño sanguíneo se presenta en un fracción del ciclo más temprana que para el caso de 70 %: en  $t/T = 0.12$  y los valores máximos encontrados se localizan muy por encima del valor umbral durante la fase sistólica a pesar de la dispersión que presentan, por lo que se considera que habrá daño sanguíneo para este

### 3.1 Variación del porcentaje de obstrucción, parámetro de forma constante

35

grado de estenosis. Además para este grado de estenosis los valores de rapidez de deformación alcanzados durante el máximo de la sístole son mayores que el valor crítico para la elongación del factor von Willebrand, por lo que se supone habrá formación de trombos y coagulación. A partir de  $t/T = 0.27$  la rapidez de deformación se encuentra por debajo del umbral para la activación de este factor. Y a partir de  $t/T = 0.39$  los valores se encuentran por debajo del umbral de formación de trombosis. Durante la diástole los valores máximos de la rapidez de deformación se encuentran por debajo del umbral para la formación de trombos. En la tabla 3.2 se encuentran los valores máximos durante todo el ciclo para los tres diferentes grados de oclusión.

porcentaje de oclusión (%)	máximo de la rapidez de deformación (1/s)
50	1073
70	1905
90	6632

Cuadro 3.2: Valores máximos de la rapidez de deformación para diferentes grados de oclusión.

#### 3.1.2. Campos de Vorticidad

La vorticidad se origina debido a que las capas de fluido no son capaces de deslizarse sobre otras, propagándose, por viscosidad, a otras zonas de fluido. Hemos calculado los mapas de vorticidad para los diferentes grados de estenosis en los instantes de interés dentro de un ciclo. Se ha utilizado el diámetro del tubo  $d$  para adimensionalizar la zona de observación. Todos los mapas se encuentran en la misma escala de color adimensionalizados por el parámetro  $\bar{v}/d$  en donde  $\bar{v}$  es la velocidad media aguas arriba de la estenosis. Los mapas muestran también los campos vectoriales. En cada caso se muestra un acercamiento de la zona aguas abajo para observar si se presenta recirculación del flujo.

En la fase de la aceleración sistólica  $t/T = 0.17$  se observa que la magnitud de vorticidad para el caso en que la oclusión corresponde al 50% se localiza en una zona de hasta  $5d$  aguas abajo de la estenosis. En la figura 3.5.(a) se observa un gradiente de velocidad pero no se observa recirculación del flujo. Para el caso de la estenosis de 70%, observamos en la figura 3.5.(b) un gradiente de

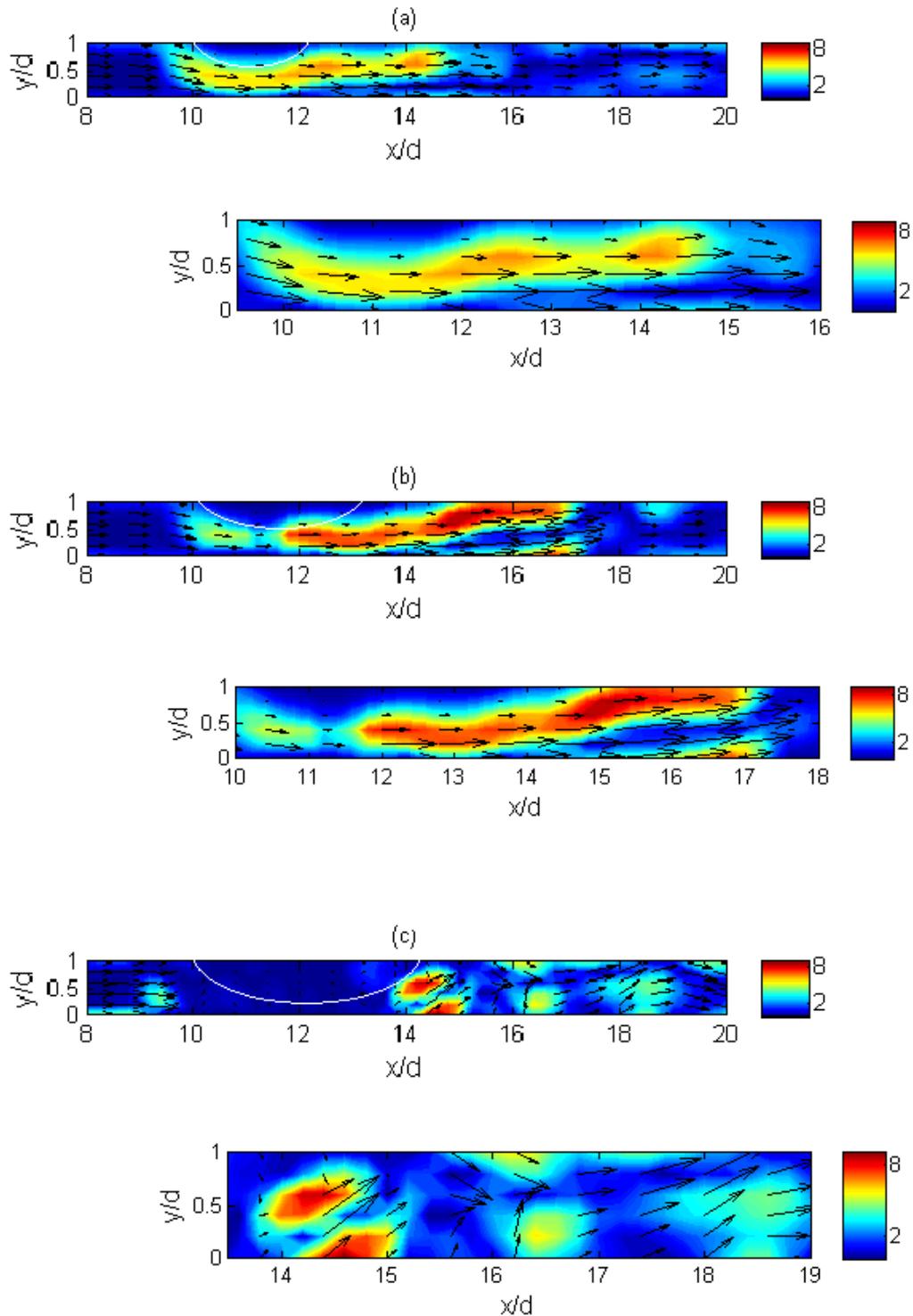


Figura 3.5: Magnitud de vorticidad adimensionalizada para tres tubos con diferentes grados de estenosis: (a)50 % (b)70 % (c)90 % en un instante de la aceleración sistólica del ciclo ( $t/T = 0.17$ ). En todos los casos se muestra el campo vectorial de velocidades. La estenosis se denota por una línea punteada blanca.

la velocidad mayor que en el caso anterior pero igualmente aún no se observa rotación en los vectores de velocidad. Finalmente, cuando se tiene el mayor grado de oclusión en el tubo 90 % se observa una zona más pequeña que en los casos anteriores, en donde la vorticidad es grande. También se observa rotación en los vectores velocidad aguas abajo de la estenosis, sin que esto sea suficiente para que se observe la formación de vórtices.

Para cuando se alcanza el máximo de la sístole  $t/T = 0.25$  se observa en el mapa que corresponde a 50 % de estenosis (3.6(a)) un incremento en la magnitud de la vorticidad pero no se observa recirculación del flujo. Para el caso en que se tiene un 70 % se observa un gradiente de velocidad en la zona inmediata aguas abajo de la estenosis y posteriormente se observa rotación de las partículas aproximadamente  $4d$  aguas abajo (3.6.(b)). En la figura 3.6.(c) se observa que cuando se tiene una estenosis del 90 % se observan zonas de alta vorticidad aguas abajo, debido a que es en esta zona en donde se encuentra el mayor gradiente de velocidad. Es en esta fase del ciclo en donde se localizan los mayores valores de la vorticidad debido a que es la fracción de ciclo en que se tiene el mayor flujo volumétrico. La identificación de estas zonas, así como las condiciones hemodinámicas a las cuales se presentan son de vital importancia para la detección de las regiones que presentan alto riesgo de formación de estenosis ya que se ha descrito con anterioridad que los procesos de formación de aterosclerosis están fuertemente influenciadas por la combinación de factores hemodinámicos y su interacción con las paredes de la arteria (31).

En la fracción de ciclo de la desaceleración sistólica  $t/T = 0.31$ , los mapas de vorticidad de la Figura 3.7. muestran la mayor vorticidad para el caso en que se tiene 90 % en una zona aproximadamente  $4d$  aguas abajo de la estenosis, pero también se observa una zona de vorticidad en la zona inmediata aguas arriba de la estenosis, que en los otros casos no se observa. Observamos rotación en las partículas cuando se tiene este grado severo de oclusión. Para los casos con menores porcentajes de oclusión se observa una ligera recirculación del flujo.

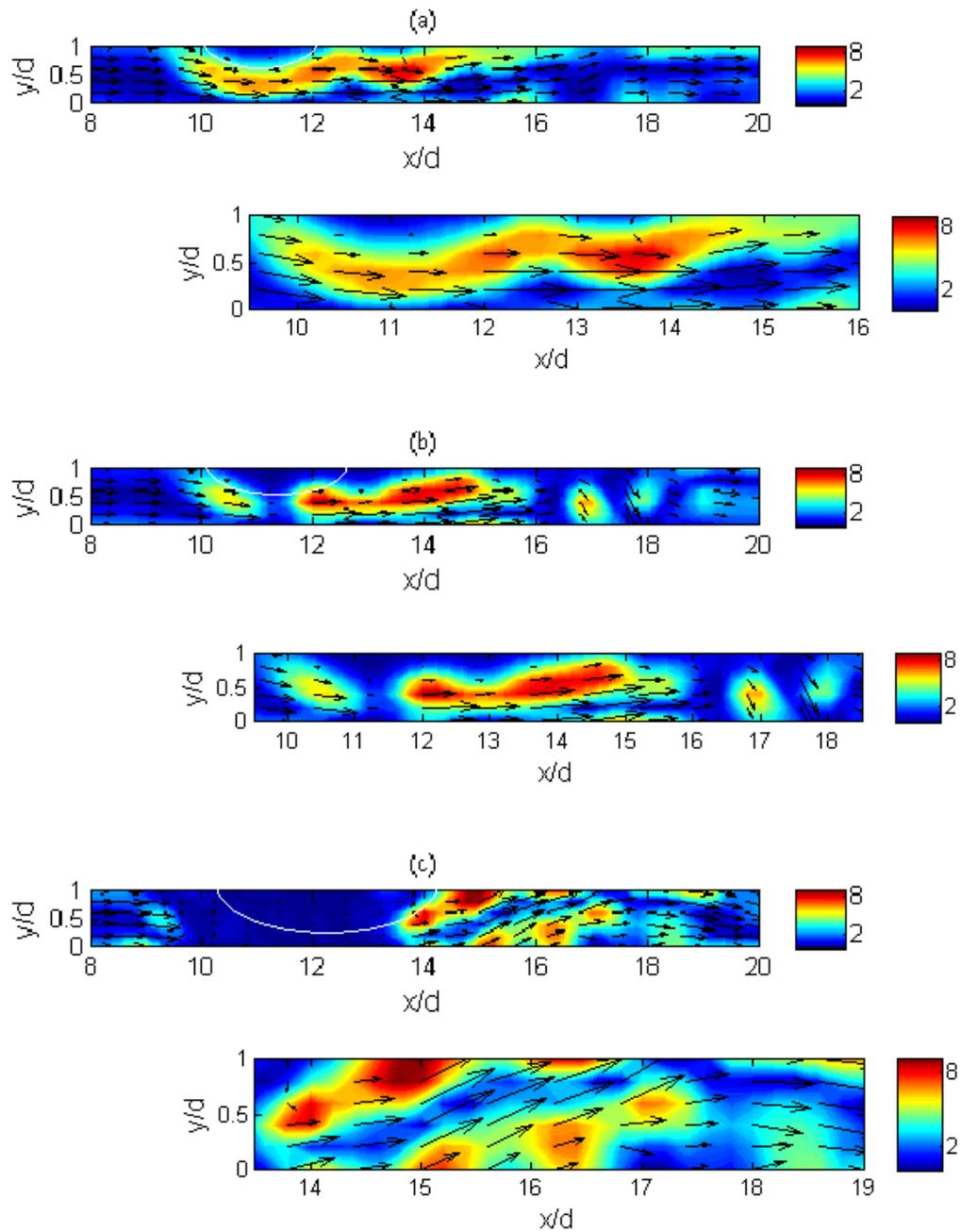


Figura 3.6: Magnitud de la vorticidad para tres tubos con diferentes grados de estenosis: (a)50 % (b)70 % (c)90 % en el máximo de la sístole del ciclo  $t/T = 0.25$ . En todos los casos se muestra el campo vectorial de velocidades. La estenosis se denota por una línea punteada blanca.

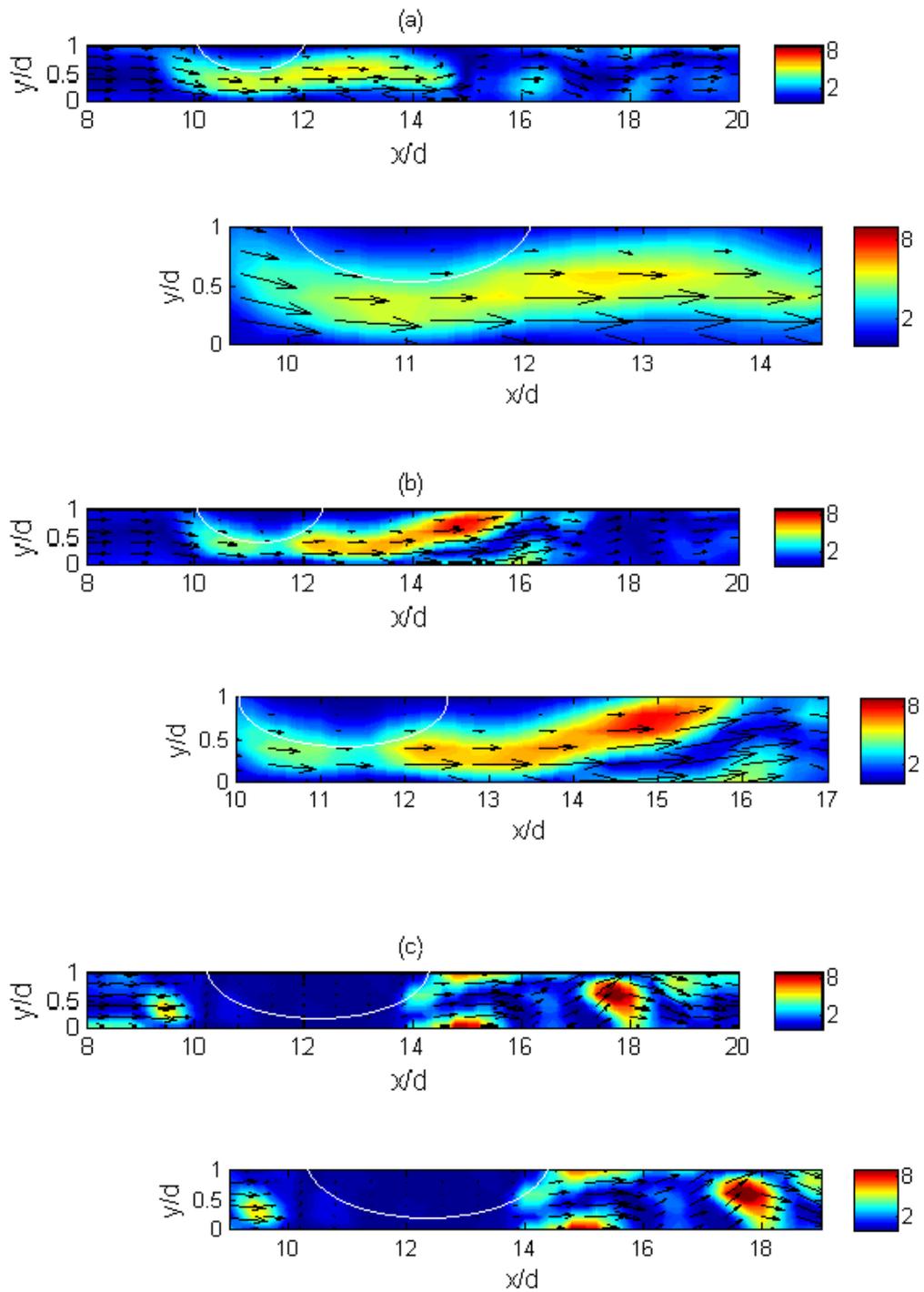


Figura 3.7: Magnitud de la vorticidad para tres tubos con diferentes grados de estenosis: (a)50% (b)70% (c)90% en la fase de desaceleración sistólica. En todos los casos se muestra el campo vectorial de velocidades. La estenosis se denota por una línea punteada blanca.

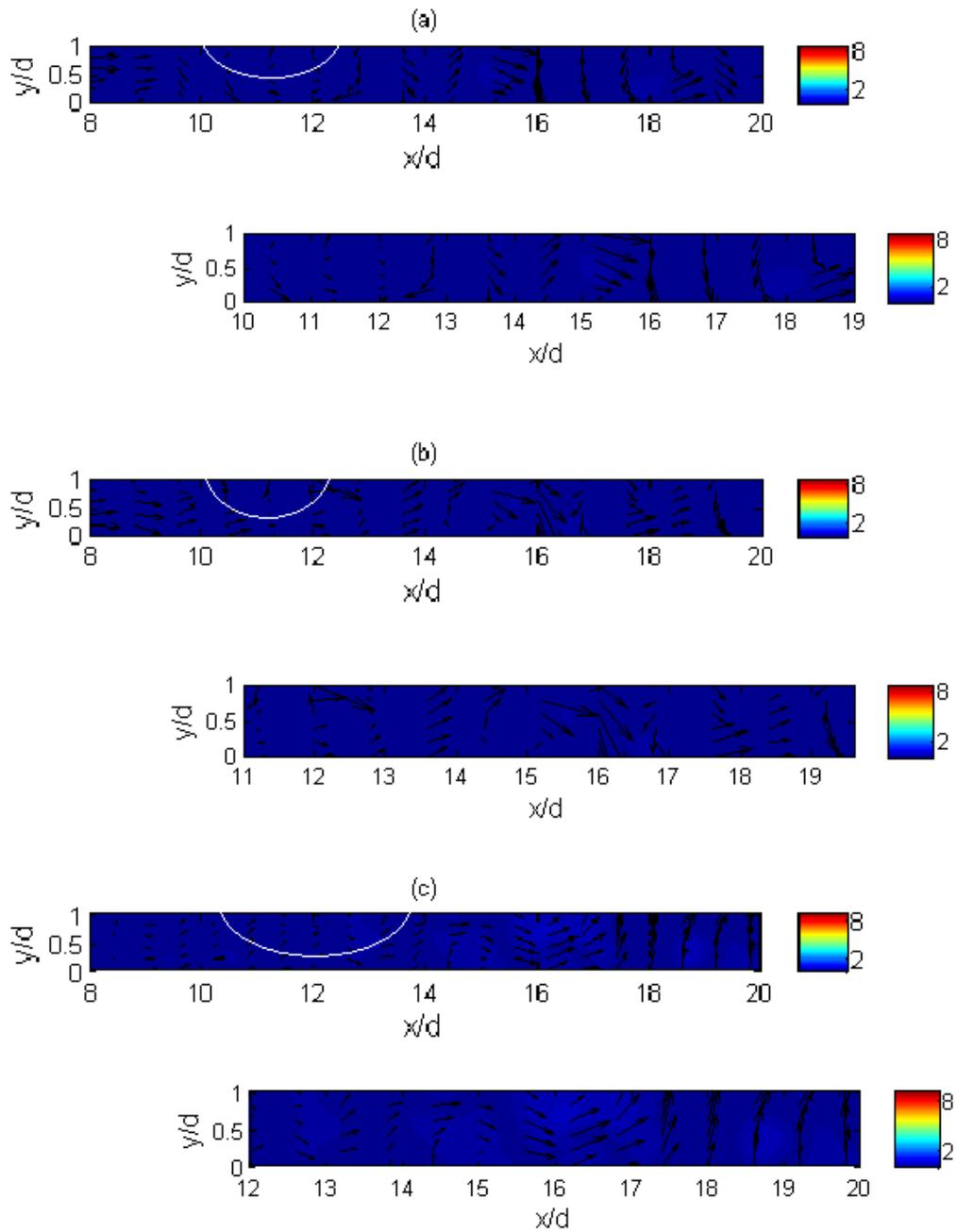


Figura 3.8: Magnitud de la vorticidad para tres tubos con diferentes grados de estenosis: (a) 50% (b) 70% (c) 90% en la fase diastólica del ciclo. En todos los casos se muestra el campo vectorial de velocidades. La estenosis se denota por una línea punteada blanca.

Durante la fase diastólica el corazón se relaja permitiendo que la sangre ingrese a él y por lo tanto la presión arterial y la velocidad en las arterias disminuye. En nuestro experimento esto ocurre cuando la bomba permite que el agua ingrese a ella. Este efecto se puede observar en la figura 3.8. que muestra un instante en esta fase del ciclo que corresponde a la fracción  $t/T = 0.56$  del ciclo. En todos los casos los mapas de vorticidad se observan uniformes debido a que no existen gradientes de la velocidad grandes. Sin embargo, se observa recirculación del flujo, en particular para el caso en que se tiene la estenosis más severa. En la figura (c) se observa rotación en el sentido horario del flujo aguas abajo de la estenosis, sin embargo no se observan vórtices bien definidos.

### **3.2. Variación del parámetro de forma, porcentaje de obstrucción constante**

En esta sección se muestran los resultados obtenidos al comparar la respuesta dinámica del flujo ante la presencia de estenosis con el mismo porcentaje de oclusión 70 % pero diferente parámetro de forma ( $L^*$ ). La figura 3.9. muestra la velocidad máxima obtenida durante un ciclo para tres tubos con parámetros de forma 2, 3 y 4. Se ha utilizado la velocidad media aguas arriba ( $\bar{v}$ ) para adimensionalizar la magnitud de la velocidad en todos los casos.

Observamos que la velocidad máxima es diferente en los tres casos, a pesar de que el grado de obstrucción dentro del tubo es el mismo. También se observa que la velocidad es mayor cuando se tiene un parámetro de forma mayor. Se observa una diferencia de aproximadamente  $0.8 m/s$  en la velocidad máxima al aumentar el parámetro de forma de  $L^* = 2$  a  $L^* = 3$  y un aumento de  $1 m/s$  al aumentar de  $L^* = 3$  a  $L^* = 4$ . Esto nos muestra que la respuesta dinámica del flujo depende también de la longitud  $l$  de la estenosis y no sólo del grado de oclusión. Posteriormente se analizaron los parámetros importantes del flujo en los puntos de interés del ciclo para cada geometría. Estos valores se muestran en la tabla 3.3.

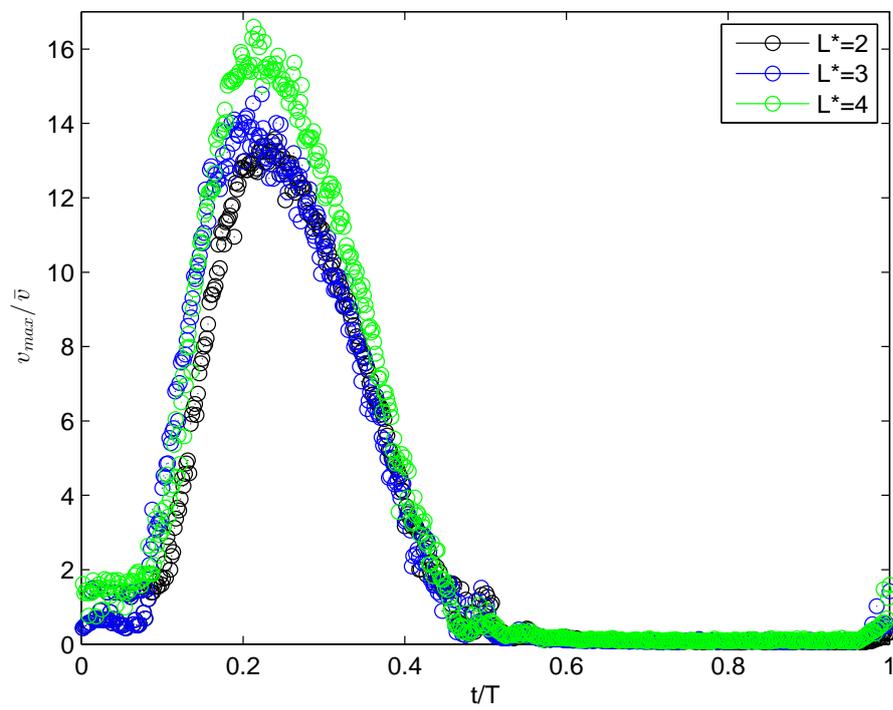


Figura 3.9: Velocidad máxima adimensionalizada con la velocidad media aguas arriba, para tres tubos con diferentes parámetros de forma: 2, 3 y 4 durante un ciclo completo.

### 3.2 Variación del parámetro de forma, porcentaje de obstrucción constante

$L^*$	$t/T$	Magnitud de velocidad (m/s)		Re	
		$ V_{med} $	$ V_{max} $	$Re_{med}$	$Re_{max}$
2	0.17	5.98	7.60	$6.48 \times 10^4$	$8.23 \times 10^4$
	0.25	7.10	9.20	$7.69 \times 10^4$	$9.94 \times 10^4$
	0.31	5.43	6.77	$5.88 \times 10^4$	$7.33 \times 10^4$
	0.56	0.03	0.06	383	664.73
3	0.17	7.08	8.88	$7.67 \times 10^4$	$9.62 \times 10^4$
	0.25	7.87	9.65	$8.52 \times 10^4$	$1.64 \times 10^5$
	0.31	7.12	7.95	$7.71 \times 10^4$	$8.61 \times 10^4$
	0.56	0.03	0.05	377.08	554.35
4	0.17	7.08	8.40	$7.66 \times 10^4$	$9.10 \times 10^4$
	0.25	7.06	9.30	$7.65 \times 10^4$	$1.00 \times 10^5$
	0.31	6.46	7.49	$6.99 \times 10^4$	$8.11 \times 10^4$
	0.56	0.03	0.10	396.52	$1.12 \times 10^3$

Cuadro 3.3: Magnitudes de la velocidad y números de Reynolds obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo, para estenosis con diferente parámetro geométrico.

#### 3.2.1. Magnitud de la rapidez de deformación

Posteriormente se obtuvieron los valores máximos de la magnitud de rapidez de deformación para comparar la respuesta ante la variación del parámetro de forma. Estos valores se muestran en la figura 3.10. adimensionalizados con la velocidad media aguas arriba por el diámetro del tubo ( $\bar{v}/d$ ). De acuerdo con la literatura, en cuanto a la rapidez de deformación, la formación de trombos se inicia para valores mayores de  $4000 s^{-1}$ . Ya que por encima de este umbral la formación de agregados plaquetarios no depende del tiempo de exposición, la probabilidad de daño sanguíneo es muy grande (40). En la figura 3.10. observamos que en todos los casos se presenta la posibilidad de daño sanguíneo, sin embargo para las estenosis de mayor longitud la posibilidad de daño sanguíneo es mayor pues la rapidez de deformación máxima sobrepasa el valor crítico para la activación del factor von Willebrand durante el máximo de la sístole. Para la estenosis de parámetro geométrico menor  $L^* = 2$  el máximo de la rapidez de deformación sobrepasa el umbral de formación de trombos en  $t/T = 0.18$ . Para las estenosis más largas  $L^* = 3$  y  $L^* = 4$  este umbral se sobrepasa más rápidamente (en  $t/T = 0.13$ ). A partir de  $t/T = 0.17$  la posibilidad de trombosis es mayor debido a la activación del factor von Willebrand. De esto podemos concluir

que un diagnóstico basado solamente en la medición del grado de oclusión no es suficiente.

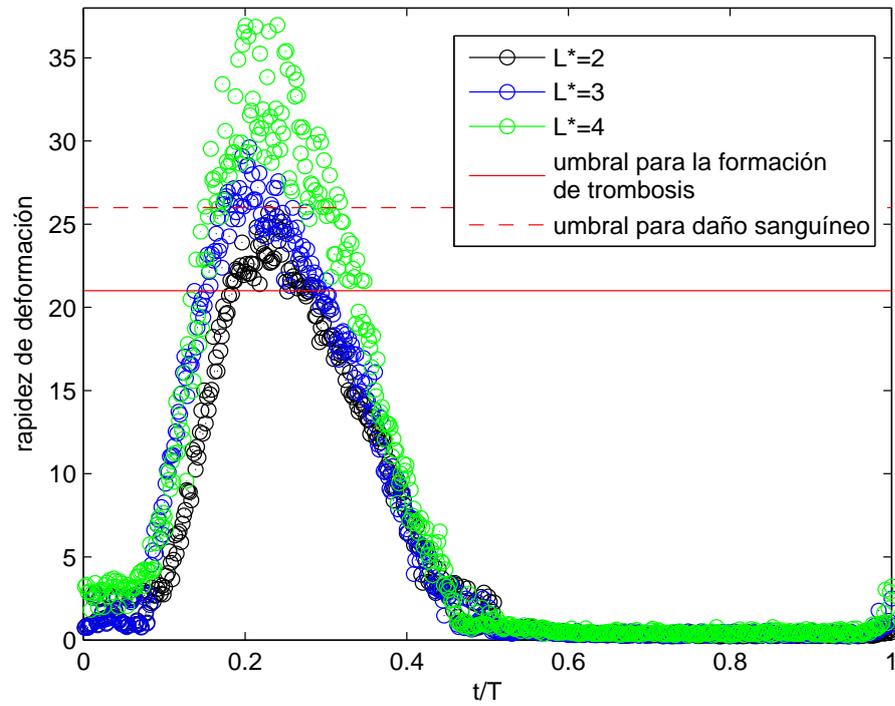


Figura 3.10: Valores máximos de la magnitud de rapidez de deformación adimensionalizada durante un ciclo completo para tres parámetros de forma: 2, 3 y 4.

parámetro de forma ( $L^*$ )	máximo de la rapidez de deformación ( $1/s$ )
2	1463
3	1905
4	2145

Cuadro 3.4: Valores máximos de la rapidez de deformación para diferentes parámetros de forma.

### 3.3. Variación de la rugosidad, parámetro de forma y grado de obstrucción constante

En esta sección se muestran los resultados obtenidos al comparar estenosis con el mismo parámetro geométrico y el mismo grado de oclusión pero que varían en rugosidad. Para obtener estenosis rugosas se utilizaron partículas con un diámetro aritmético medio de  $1.025 \text{ mm}$ . El valor de la rugosidad relativa se obtuvo a partir de la relación  $\epsilon = k/d$ . En donde  $k$  es la rugosidad absoluta y  $d$  el diámetro del tubo, de modo que la rugosidad relativa calculada para la estenosis con partículas es  $0.09318$ . Para el caso de la estenosis lisa utilizamos el valor de la rugosidad absoluta de un tubo de acrílico  $k = 0.0015 \text{ mm}$ , con lo cual obtenemos una rugosidad relativa de  $1.3 \times 10^4$ .

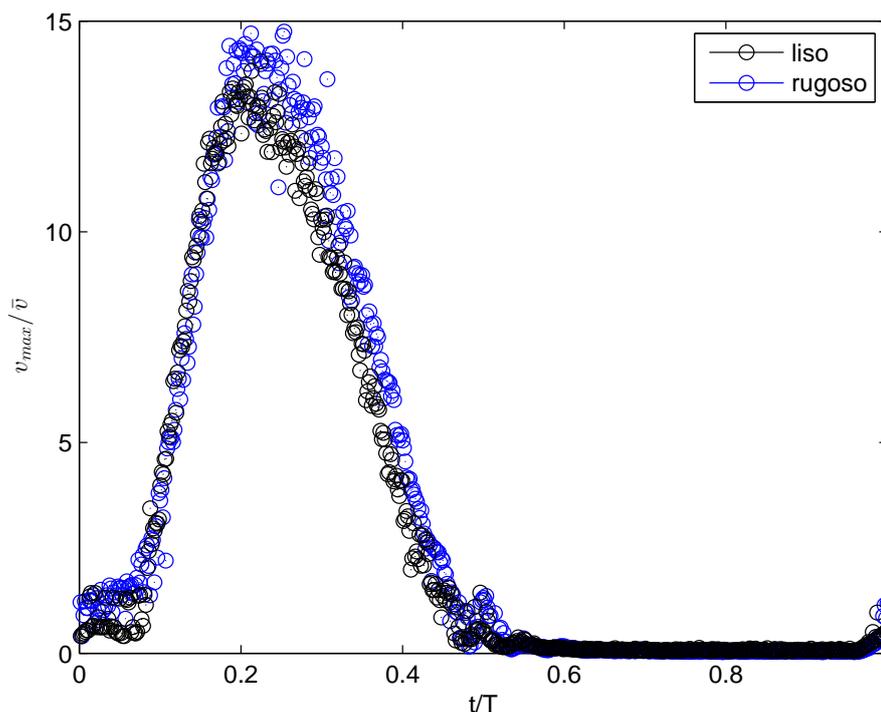


Figura 3.11: Velocidad máxima adimensionalizada para estenosis con el mismo parámetro geométrico pero diferente rugosidad.

En la figura 3.11. podemos observar que la velocidad máxima obtenida para la estenosis rugosa es mayor que la obtenida para la estenosis lisa. Encuentra-

mos un aumento en la velocidad de  $0.65 \text{ m/s}$  entre las velocidades máximas. Se calcularon los parámetros importantes para estas dos estenosis y los valores obtenidos se muestran en el cuadro 3.5.

rugosidad relativa	t/T	magnitud de velocidad (m/s)		Re	
		$ V_{med} $	$ V_{max} $	$Re_{med}$	$Re_{max}$
0.00013	0.17	7.08	8.88	$7.67 \times 10^4$	$9.62 \times 10^4$
	0.25	7.87	9.65	$8.52 \times 10^4$	$1.64 \times 10^5$
	0.31	7.12	7.95	$7.71 \times 10^4$	$8.61 \times 10^4$
	0.56	0.03	0.05	377.08	554.35
0.09318	0.17	8.98	9.90	$9.73 \times 10^4$	$1.07 \times 10^5$
	0.25	5.79	9.36	$6.27 \times 10^4$	$1.01 \times 10^5$
	0.31	7.67	7.97	$8.3 \times 10^4$	$8.64 \times 10^4$
	0.56	0.03	0.05	377.08	554.35

Cuadro 3.5: Magnitudes de la velocidad y números de Reynolds obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo, para estenosis con el mismo parámetro geométrico y diferente rugosidad.

Posteriormente se obtuvo la rapidez de deformación. Los valores máximos adimensionalizados se muestran en la figura 3.12. y posteriormente en el cuadro 3.6. Notamos una diferencia entre los máximos de la rapidez de deformación de  $798 \text{ s}^{-1}$ . En la figura 3.12. podemos notar que ambas estenosis rebasan el umbral para la formación de trombos en  $t/T = 0.14$ , sin embargo la estenosis rugosa rebasa el umbral para la activación del factor von Willebrand en  $t/T = 0.15$  y los valores máximos de la rapidez de deformación se mantienen por encima de este umbral hasta  $t/T = 0.31$ . A diferencia de ella, la estenosis lisa rebasa el umbral para la activación del factor von Willebrand en  $t/T = 0.16$  pero los valores disminuyen rápidamente de modo que en  $t/T = 0.24$  los valores máximos de la rapidez de deformación ya no fomentan la activación de este factor. De esto podemos ver que la posibilidad de daño sanguíneo es mayor cuando se tiene una estenosis rugosa.

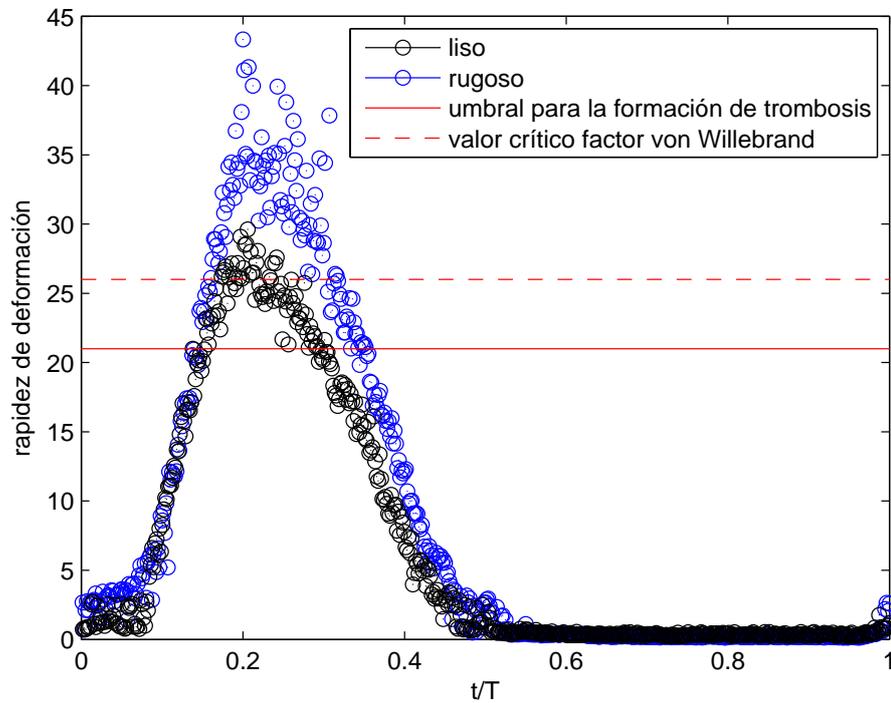


Figura 3.12: Valores máximos de la magnitud de rapidez de deformación adimensionalizada durante un ciclo completo para estenosis lisa y rugosa.

parámetro de forma ( $L^*$ )	máximo de la rapidez de deformación ( $1/s$ )
liso	1723
rugoso	2521

Cuadro 3.6: Valores máximos de la rapidez de deformación para estenosis lisa y rugosa.



---

# Capítulo 4

## Conclusiones

---

En este trabajo se buscó determinar de manera experimental el efecto que tiene la presencia de estenosis sobre un flujo pulsátil en un modelo de arteria (carótida común). Con este fin se construyeron estenosis de diferentes parámetros geométricos ( $h, l$ ) esto para obtener diferentes grados de oclusión, conservando el mismo factor de forma ( $L^*$ ), en la primera parte. En la segunda se varió el parámetro de forma y se mantuvo constante el grado de oclusión. Finalmente, en un tercer análisis se comparó la respuesta dinámica ante la variación de rugosidad de las estenosis. Como se ha establecido anteriormente de la literatura, la presencia de estenosis afecta la elasticidad de las arterias por lo que el modelo que se utilizó es el de un tubo rígido. Hemos encontrado que cada uno de los parámetros estudiados tiene una influencia directa en el comportamiento hemodinámico. A pesar de que el grado (o porcentaje de oclusión) juega un rol importante en el comportamiento hemodinámico analizado, generando un cambio en los patrones de velocidad, se observó la influencia de la longitud de una estenosis cuando se comparan estenosis que presentan el mismo grado de oclusión. También se observó la respuesta ante la interacción de una estenosis que presenta los mismos parámetros geométricos pero rugosidades diferentes. Notando así que el porcentaje de oclusión no es el único parámetro importante en cuanto a daño sanguíneo se refiere cuando se tiene una arteria con estenosis.

Cuando el grado de oclusión es bajo la magnitud de la velocidad es menor en comparación con aquellas observadas cuando el estrechamiento de la arteria es más severo. Esto se ve claramente en las velocidades máximas de las estenosis de 50% y 70%. Para el caso de 90% no se observó un incremento claro, esto se debe

al error asociado a la medición, ya que el tiempo de adquisición no es suficiente en comparación con las magnitudes alcanzadas cuando se presenta este grado de estenosis. Se observó que la rapidez de deformación también aumenta con el grado de oclusión. En este caso observamos que cuando se tiene una estenosis de 50 % no se presenta la posibilidad de daño sanguíneo, sin embargo tanto las estenosis de 70 % como de 90 % presentan posibilidad de daño sanguíneo durante el máximo de la sístole. A pesar de que el tiempo de exposición es pequeño, observamos que estos grados de severidad pueden provocar daño sanguíneo, pues ambos rebasan los umbrales tanto para la formación de trombos como para la activación del factor von Willebrand. En cuanto a la vorticidad, se observó una mayor zona de alta vorticidad para la estenosis de 70 %. A pesar de que los valores encontrados para el 90 % pudieran ser mayores se encuentran en zonas muy pequeñas, en concordancia con la dispersión observada en la velocidad para este grado de oclusión.

En la estela generada por la presencia de la estenosis cuyo grado de obstrucción es severo, se observa que el flujo en la zona aguas arriba está dominado por recirculaciones. Estas recirculaciones inician el proceso de separación del flujo entre el chorro y la zona detrás de la obstrucción en donde existe una expansión del flujo provocando con esto altos gradientes de velocidad. Los gradientes de velocidad generan altos esfuerzos de corte. Todo lo anterior podría conducir a la degradación de la sangre generando la aparición de coágulos. Dado que las máximas velocidades se alcanzan durante el máximo de la sístole, es en esta fase en donde se presenta la mayor posibilidad de daño sanguíneo. En la fase diastólica se observó que las distribuciones de la vorticidad son similares para cada uno de los casos, y que no dependen directamente del grado de oclusión. Notándose así que prácticamente toda la vorticidad generada en la fase de sístole se disipa disminuyendo su intensidad hasta en un 70 %. En esta fase del ciclo se observó recirculación del flujo para los tres casos estudiados.

Al comparar estenosis con el mismo grado de oclusión pero diferente longitud ( $l$ ) se observó un aumento en la velocidad cuando la estenosis es más larga. Este es un resultado interesante pues se esperaba que la velocidad fuera de la misma magnitud ya que la zona de la arteria se ha reducido en el mismo porcentaje. En cuanto a la rapidez de deformación, se observó que a pesar de que las tres estenosis rebasan el umbral de formación de trombosis, cuando se tiene una estenosis más corta los máximos de la rapidez de deformación sobrepasan el umbral por un período de tiempo más corto que para las estenosis más largas. Además, las estenosis más largas alcanzan valores que sobrepasan el umbral para la activación del factor von Willebrand, lo cual nos permite predecir un daño aún mayor cuando se tiene una estenosis más larga.

Finalmente al comparar estenosis con el mismo parámetro geométrico pero diferente rugosidad encontramos una diferencia, menor que en los casos anteriores, al comparar la velocidad máxima. La rapidez de deformación aumenta cuando se tiene rugosidad sin embargo esta diferencia no es tan grande como en los primeros casos.

Recordemos que el criterio para elegir el tratamiento a seguir cuando se presenta una arteria con estenosis depende únicamente del grado de oclusión. Sin embargo, en el presente trabajo se ha encontrado que existe otro parámetro hemodinámico del que depende el comportamiento del flujo ante la presencia de una estenosis (la longitud de la estenosis), por lo que podría ser considerado como un factor que implicaría un criterio diferente para la determinación del procedimiento a seguir en el tratamiento de ésta condición médica.

Queda como trabajo a futuro un estudio más profundo sobre la longitud de la estenosis, considerando por ejemplo una estenosis de 50 % pero de longitud mayor que las estudiadas en este trabajo. Esto para determinar, si existe, la longitud crítica a la cual se observa daño sanguíneo a pesar de presentar un grado de oclusión que no se considera como peligroso.



---

# Apéndice A

## Programas de Matlab

---

### A.1. Velocidad máxima

```
clear all
clc

initialFr=000;
endFr=565;

dir2read='C:/Users/Documents/Posgrado/Tesis
          /tubo_4/';

fps=0.002;
step=1;
deltat=step/fps;$\%$540 fps

for i=initialFr:step:endFr,

    i

    fileName1=[dir2read ' Export.45b8gm28.000'
                  sprintf('\%$03d',i) ".dat"];

A = importdata(fileName1,' ',3);
```

```

    tabla=A.data;
    Freq=50/60; $\%$Frecuencia del flujo
    xmax=max(tabla(:,1));
    ymax=max(tabla(:,2));
    for j=0:xmax
        for k=0:ymax
            a=min(find(tabla(:,2)==k));
            b=find(tabla(a:a+xmax,1)==j);
            b=b+a-1;
            x(k+1,j+1)=tabla(b,1);
            y(k+1,j+1)=tabla(b,2);
            xm(k+1,j+1)=tabla(b,5);
            ym(k+1,j+1)=tabla(b,6);
            upix(k+1,j+1)=tabla(b,7);
            vpix(k+1,j+1)=tabla(b,8);
            u(k+1,j+1)=tabla(b,9);
            v(k+1,j+1)=tabla(b,10);
            spd(k+1,j+1)=tabla(b,11);
            stat(k+1,j+1)=tabla(b,12);

            end
        end

    G=(0.002*i)/1.12;
    L=max(spd(1:end,39)); $\%$velocidad máxima
        en una línea anterior a la estenosis
    L1=max(max(max(spd(53:58,1:end)))) $\%$velocidad
        máxima en todo el tubo

    figure(1)
    L1=plot(G,L1,'-ko');
    hold on
    end

```

## A.2. Rapidez de deformación y vorticidad

```
clear all
```

```

clc
dir2read='C:/Users/Documents/Posgrado/Tesis
          /tubo_4/';
Archivo=strcat(dir,'Export.45b8gm28.000239.dat');
A = importdata(Archivo,' ', 9);
tabla=A.data;

Freq=50/60;  $\%$Frecuencia del flujo
xmax=max(tabla(:,1));
ymax=max(tabla(:,2));
for j=0:xmax
    for k=0:ymax
        a=min(find(tabla(:,2)==k));
        b=find(tabla(a:a+xmax,1)==j);
        b=b+a-1;
        x(k+1,j+1)=tabla(b,1);
        y(k+1,j+1)=tabla(b,2);
        xm(k+1,j+1)=tabla(b,5);
        ym(k+1,j+1)=tabla(b,6);
        upix(k+1,j+1)=tabla(b,7);
        vpix(k+1,j+1)=tabla(b,8);
        ums(k+1,j+1)=tabla(b,9);
        vms(k+1,j+1)=tabla(b,10);
        spd(k+1,j+1)=tabla(b,11);

    end
end

G=(0.002*i)/1.12

[GUx,GUy]=gradient(u,0.00135,0.00135);
[GVx,GVy]=gradient(v,0.00135,0.00135);

Dxx=GUx;
Dyy=GVy;
Dxy=0.5*(GUy+GVx);

DD=(sqrt((Dxx.^2+2.*Dxy.^2+Dyy.^2)))/1076;
$\%$ magnitud de la rapidez de deformación

```

adimensionalizada por el valor máximo de esta magnitud

```
WUx=0;
WUy=0.5*(GUy-GVx);
WVx=-WUy;
WVy=0;
W=(0.5*sqrt(WUy.^2+WVx.^2))/798;
```

$\$ \backslash \$$  magnitud de la vorticidad adimensionalizada por el valor máximo de esta magnitud

```
L=max(max(DD(53:58,1:end)));
L1=max(max(W(53:58,1:end)));
```

```
figure(1)
[c h]=contourf(xx(53:58,1:end),yy(53:58,1:end),
DD(53:58,1:end),50);
set(h,'LineColor','none')
colorbar;
ylabel('y/d','FontSize',12)
xlabel('x/d','FontSize',12)
title('(c)')
%set(gca,'CLim',[0,3.45])
axis equal
axis tight
hold on
quiver(xx(53:1:58,1:4:end),yy(53:1:58,1:4:end),
ums(53:1:58,1:4:end),

vms(53:1:58,1:4:end),1.3,'k');
```

```
figure(2)
[c h]=contourf(xx(53:58,1:end),yy(53:58,1:end),
W(53:58,1:end),50);
set(h,'LineColor','none')
colorbar;
ylabel('y/d','FontSize',12)
xlabel('x/d','FontSize',12)
title('(c)')
%set(gca,'CLim',[0,3.45])
axis equal
```

```
axis tight
hold on
quiver(xx(53:1:58,1:4:end),yy(53:1:58,1:4:end),
ums(53:1:58,1:4:end),
vms(53:1:58,1:4:end),1.3,'k');
```

```
end
```



---

## Apéndice B

# Micronadadores elásticos bio-inspirados

---

En esta sección se muestra un reporte de investigación que se llevó a cabo en el Laboratorio de Physique et Mécanique des Milieux Hétérogènes (PMMH) de la Universidad Paris Diderot, ParisTech, durante los meses de septiembre 2014 a febrero 2015, bajo la tutoría de los doctores Dr. Ramiro Godoy-Diana, Dr. Benjamin Thiria y Dr. Miguel Piñeirua.

### B.1. Resumen

Reportamos observaciones experimentales de micro-nadadores bio-inspirados accionados por un campo magnético. Los micro-nadadores, fabricados en un polímero elástico (polidimetilsiloxano, PDMS), consisten en una tira de longitud  $L = 1$  a  $5$  mm y espesor  $\sim 50$   $\mu\text{m}$  con una cabeza magnética. El experimento consiste en utilizar un campo magnético externo para accionar una oscilación de la cabeza del nadador que a su vez resulta en la propagación de la oscilación a lo largo del cuerpo flexible del mismo. El nadador se mueve en la superficie libre de un pequeño tanque de agua, en un montaje similar al descrito en las referencias (51) y (52). Presentamos en este trabajo mediciones de la velocidad de crucero  $U$  de los nadadores y de la cinemática de la ondulación (caracterizada por la amplitud del movimiento de la cola  $A_r$ ), en función los parámetros que determinan su movimiento: como son la amplitud  $A_f$  y frecuencia  $f$  del campo de excitación y la longitud de la cola del nadador  $L$ . Resultados preliminares nos permiten discutir el problema de la autopropulsión en números de Reynolds de

orden  $Re \sim 1$ .

## B.2. Motivación y objetivos

El número de Reynolds es un número adimensional que nos proporciona información sobre los efectos que dominan un fluido: ya sea inerciales o viscosos. El régimen de Reynolds en el que se encuentra un cierto nadador dependerá de su velocidad y su longitud así como de la densidad y viscosidad dinámica del fluido con que interacciona.

Dado que los organismos biológicos emplean diferentes métodos de propulsión según sea el régimen de Reynolds en el que se encuentren, el conocimiento de este parámetro es importante para estudiar la dinámica su movimiento.

El objetivo general de este trabajo es estudiar la interacción de un nadador artificial con el ambiente en un régimen a bajo Reynolds, para lo cual utilizamos nadadores de auto-propulsión bio-inspirados modelados por una tira elástica con una "cabeza" magnética que simulan nadadores en dos dimensiones dentro de un tanque de agua.

Con estos resultados se busca un primer acercamiento al modelado del nado de los micro-nadadores a partir de la ecuación dinámica

$$\mu \ddot{y} + B y'''' + F_i = 0 \quad (\text{B.1})$$

En donde  $\mu$  es la masa lineal y  $B$  es el módulo de rigidez del polímero con el que se ha construido el nadador. Nuestro interés radica en encontrar un modelo para la fuerza  $F_i$  que describa apropiadamente la dinámica del micro-nadador.

Los nadadores se encuentran en una interfaz líquido-aire y se utilizan dos campos magnéticos generados por pares de bobinas de Helmholtz para que la cabeza magnética oscile. Esta oscilación provoca una onda elástica que se propaga a lo largo de la cola flexible generando auto-propulsión de toda la estructura.

## B.3. Desarrollo del experimento

### B.3.1. Construcción de los micronadadores

Los micronadadores tienen una cabeza de  $900\ \mu\text{m}$  de largo y  $300\ \mu\text{m}$  de ancho hecha de partículas ferromagnéticas que se alinearán con el campo externo para producir oscilación. Esta oscilación se propagará a lo largo de la cola flexible. La cola es un prisma hecho de polidimetilsiloxano (PDMS) con de ancho  $50\ \mu\text{m}$  y  $4\ \text{mm}$  de largo.

El primer paso para construir los micronadadores es hacer un molde con PDMS, para este propósito los microcanales se imprimieron en una oblea de silicón usando litografía en resina US8.

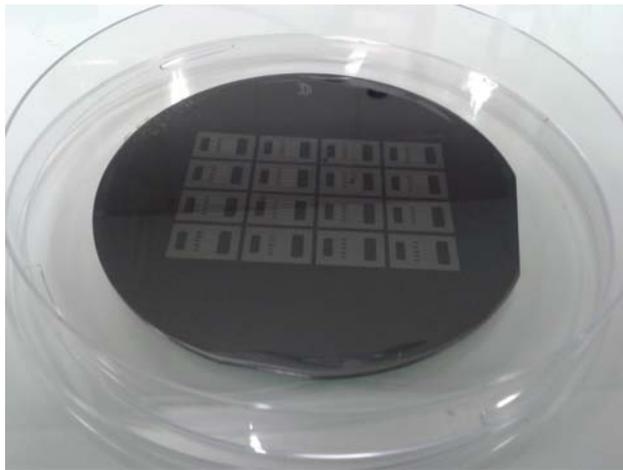


Figura B.1: Oblea en resina US8

El PDMS debe mezclarse a razón 10 a 1 de la base con el catalizador, y debe mezclarse por algunos minutos, dado que la mezcla habrá atrapado algo de aire tendrá burbujas, por lo tanto es necesario deairarla y después centrifugarla a  $3000\ \text{rpm}$  durante  $3\ \text{min}$ .

Debemos lavar la oblea con etanol y secarla para colocarla sobre un contenedor hecho de papel aluminio. Colocamos el polímero cuidadosamente para no atrapar aire. Cuando el pdms ha cubierto todo la oblea, la depositamos dentro de un horno a  $75^\circ\ \text{C}$ .

Después de un par de horas sacamos el molde y lo silanizamos con la finalidad de que podamos desprender los micronadadores una vez contruidos.

Ya que el molde esta listo debemos cortarlo en unidades: cada molde tiene 16 unidades. Cada unidad contiene 5 nadadores entre dos pequeñas piscinas para que coloquemos una pequeña gota de polímero en la piscina conectada a la cola y por capilaridad éste alcance la piscina del otro lado.

Después de cortar y limpiar una unidad cubrimos la mayor parte con cinta adhesiva dejando descubierta únicamente la zona de la cabeza de los nadadores para depositar las partículas ferromagnéticas cuidando que cada cabeza quede completamente llena. Finalmente removemos la cinta adhesiva y limpiamos el área completa usando otro trozo de cinta adhesiva.

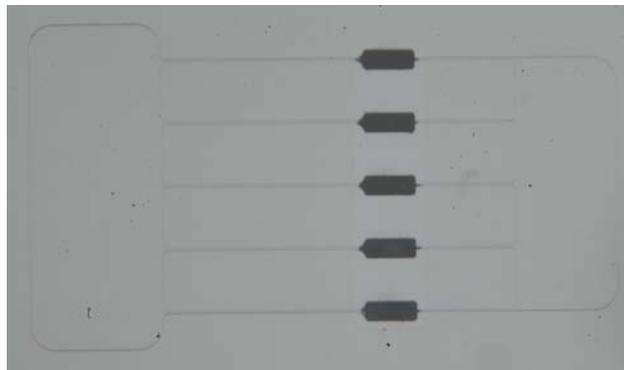


Figura B.2: Cabezas de los micronadadores con partículas ferromagnéticas

Depositamos una gota de pdms en la piscina cercana a la cola y cubrimos con un cubreobjetos. Requerirá algunas horas para alcanzar el otro lado de la unidad. Finalmente cuando el pdms ha polimerizado podemos sacar cada nadador del molde.

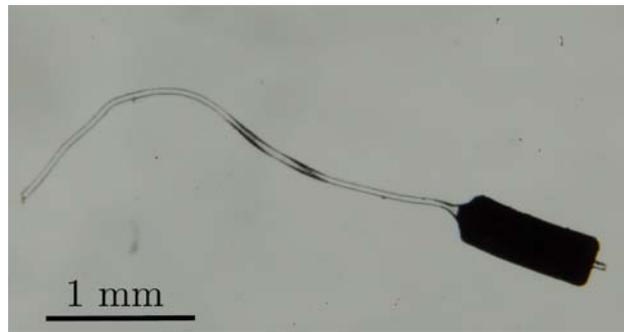


Figura B.3: Micronadador

### B.3.2. Dispositivo experimental

Se montó un dispositivo experimental que consta de dos bobinas de Helmholtz colocadas de forma perpendicular entre ellas, una piscina de acrílico entre las bobinas y una cámara rápida para la obtención de las imágenes.

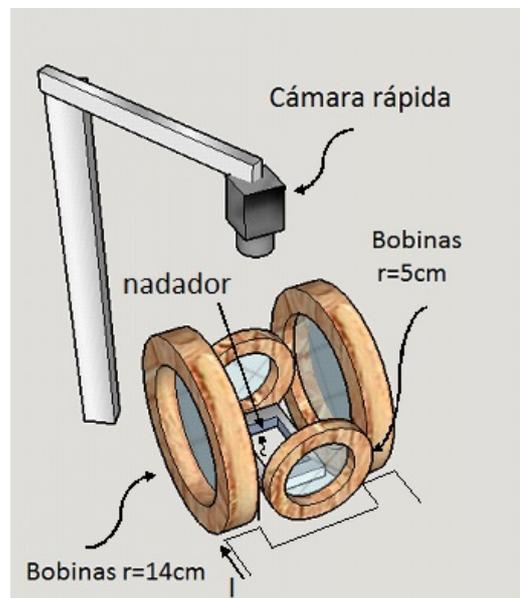


Figura B.4: Dispositivo experimental

Para obtener una región de campo magnético homogénea se utiliza una configuración que consta de dos bobinas de Helmholtz: la primera bobina tiene un

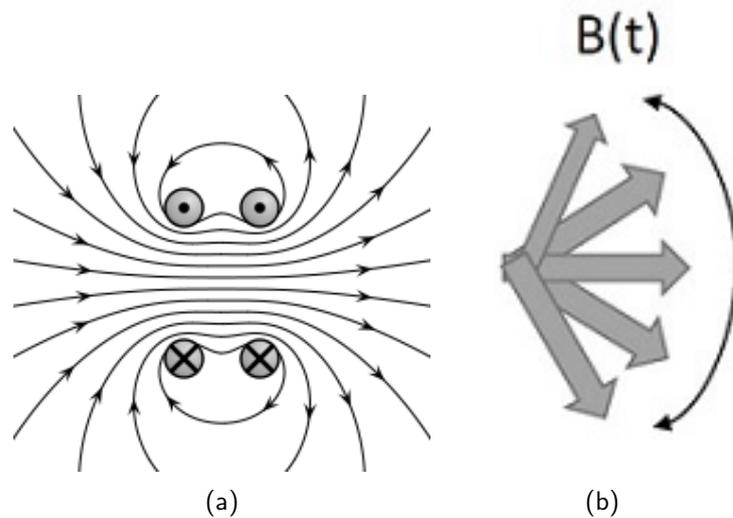


Figura B.5: (a) Líneas de campo generadas por un par de bobinas de Helmholtz. (b) Campo homogéneo obtenido al combinar los campos por dos pares de bobinas de Helmholtz

radio de  $5\text{ cm}$  y la segunda tiene un radio de  $14\text{ cm}$ . Recordemos que una bobina de Helmholtz esta formada por un par de solenoides separados a una distancia igual a su radio que, al ser alimentados por una corriente alterna, generan en la zona entre ellos un campo magnético uniforme que varía en el tiempo.

La primera bobina genera un campo como el que se muestra en la figura B.5.(a), la segunda bobina genera un campo perpendicular a este. La configuración que hemos utilizado nos proporciona un campo como el que se muestra en la figura B.5.(b) como resultado de la combinación de ambos campos. Las bobinas se alimentan con señales sinusoidales con una fase de  $90^\circ$  entre ellas, de modo que al introducir al micronadador en esta zona la combinación de los campos producirá un campo homogéneo que permitirá el cambio de dirección de la cabeza en un intervalo de  $0$  a  $\pi$ .

Para determinar la zona de campo homogéneo se midió la magnitud de la intensidad del campo producido por cada una de las bobinas. En la figura B.6. se muestra la distribución de la magnitud del campo producido por cada una de ellas. La escala de color se muestra en  $mT$ . En (a) se observa la distribución de campo de las bobinas pequeñas. En la zona central se midió un valor alrededor de  $23\text{ mT}$ . En la figura (b) se muestra que la distribución de magnitudes medida en la zona central de la bobina grande es bastante homogénea (alrededor de  $13\text{ mT}$ ).

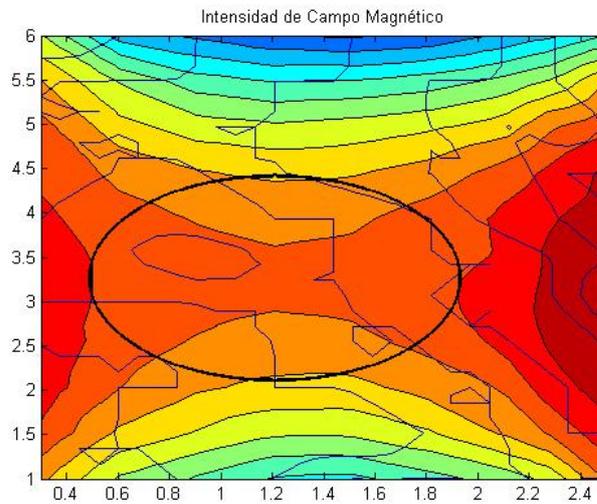


Figura B.7: Campos generados por las dos bobinas.

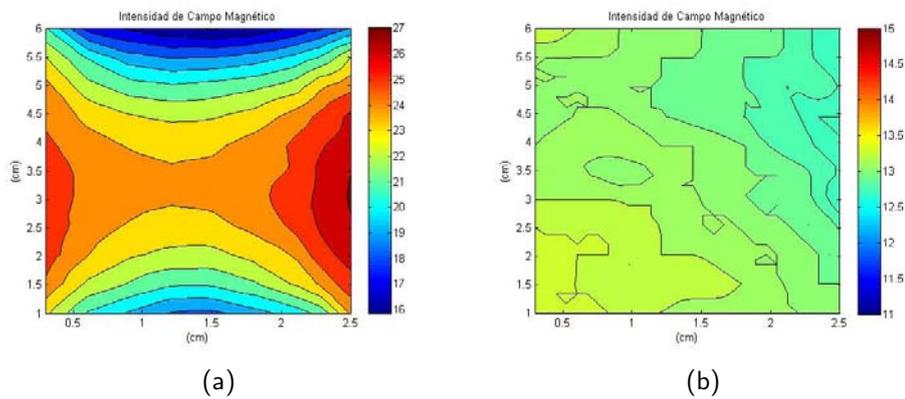


Figura B.6: Magnitud de la intensidad de campo magnético en mT. (a) Bobina de 5 cm de diámetro. (b) Bobina de 14 cm de diámetro

La piscina de acrílico de dimensiones 2.5 cm x 7.3 cm se coloca en el centro de las bobinas. A partir de los mapas de magnitud se observa que la región de campo magnético homogéneo es aproximadamente de 1.3 cm x 2.5 cm.

En la figura B.7. se muestra la combinación de los campos generados por las dos bobinas en la región central del arreglo experimental. La zona de campo homogéneo se señala con una elipse. La escala de color tiene unidades de mT.

Para obtener las imágenes se utilizó una cámara Dantec speed sense con un intervalo de  $588 \mu s$  entre cuadros ( $1700 \text{ Hz}$  de frecuencia de adquisición) y un tiempo de exposición de  $320 \mu s$ .

Para analizar las imágenes se utilizó un factor de escala  $19 \text{ pixeles/mm}$  y se obtuvo la velocidad de nado del micronadador para diferentes frecuencias.

## B.4. Caracterización de los nadadores

Se analizó la respuesta de los nadadores ante la variación de los parámetros que los caracterizan, como son la amplitud de cabeceo, la frecuencia de oscilación y la longitud de la cola. En todos los casos la cabeza de los nadadores tiene las características descritas con anterioridad.

### B.4.1. Variación de la amplitud

Las siguientes gráficas muestran los datos experimentales obtenidos al variar la intensidad del campo externo al que es sometido el nadador. Se utilizó un largo de cola fijo  $L = 1.4 \text{ mm}$ . Se midió la respuesta ante tres diferentes magnitudes de amplitud. Llamamos amplitud baja a la combinación de  $0.8 \text{ V}$  para la bobina pequeña y  $2 \text{ V}$  para la bobina grande. La amplitud media corresponde a  $2 \text{ V}$  y  $3.5 \text{ V}$  respectivamente. La combinación de  $3 \text{ V}$  en la bobina de  $2.5 \text{ cm}$  de radio y  $4.5 \text{ V}$  en la de  $7 \text{ cm}$  de radio se llama amplitud alta.

Las bobinas se alimentan con señales sinusoidales de diferentes amplitudes que resultan en diferentes amplitudes de oscilación de la cabeza paramagnética; esto nos permitió obtener un gráfico de desplazamiento que muestra la dependencia entre la velocidad del nadador y la frecuencia para las diferentes amplitudes de oscilación de la cabeza.

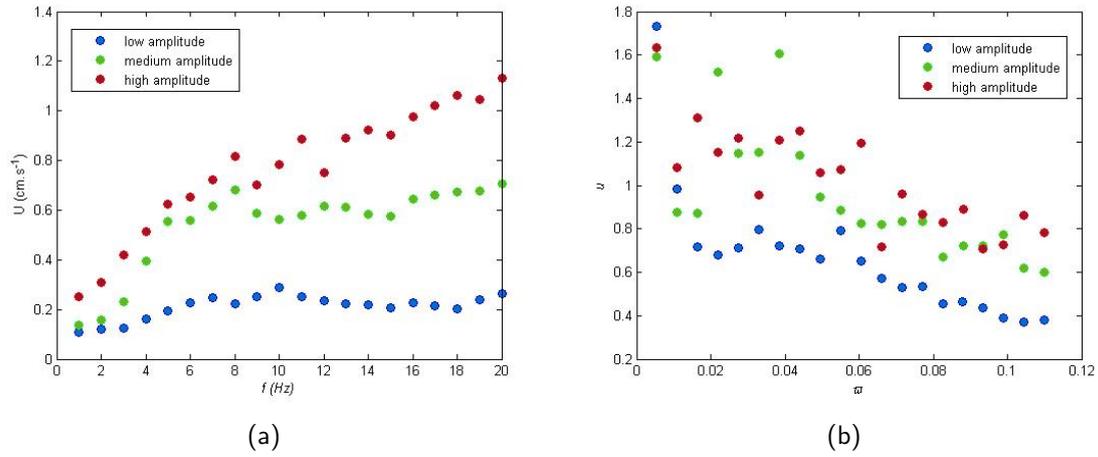


Figura B.8: Variación de la velocidad en función de la frecuencia.

La figura B.8. muestra la respuesta del nadador al variar la frecuencia para diferentes amplitudes. En (a) se muestra la velocidad en  $m/s$  del nadador. La figura (b) muestra la velocidad adimensional.

La velocidad adimensional  $u$  se obtuvo al dividir la velocidad entre el producto de la frecuencia de oscilación en  $\text{Hz}$  por la amplitud de la cabeza del nadador en metros. La frecuencia adimensional se obtuvo al dividir la frecuencia en  $\text{Hz}$  por la frecuencia natural de excitación  $\omega_0$ . Esta frecuencia natural de excitación está dada por la relación

$$\omega_0 = \frac{2\pi}{L^2} \sqrt{\frac{B}{\mu + \rho S}} \quad (\text{B.2})$$

En donde  $L$  es la longitud del nadador,  $B$  es el módulo de rigidez de la cola,  $\mu$  la masa lineal,  $\rho$  la densidad del agua y  $S$  la sección transversal del nadador.

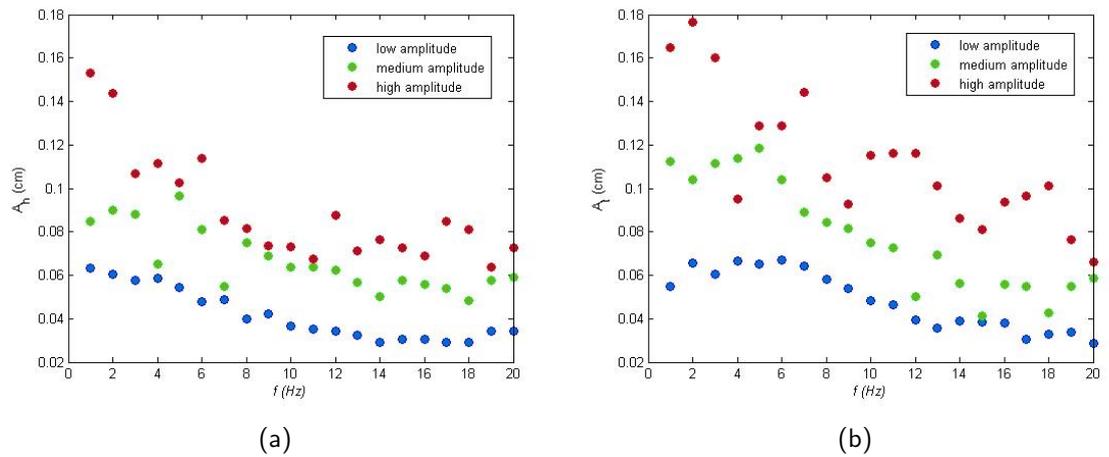


Figura B.9: Variación de la amplitud de oscilación del nadador en función de la frecuencia.

En la figura B.9. se observa la amplitud de la cabeza del nadador (a) y la amplitud de la cola (b) en función de la frecuencia.

Utilizando estos datos experimentales obtenemos el valor adimensional de la amplitud  $A$  al dividir la amplitud de la cola por la amplitud de la cabeza.

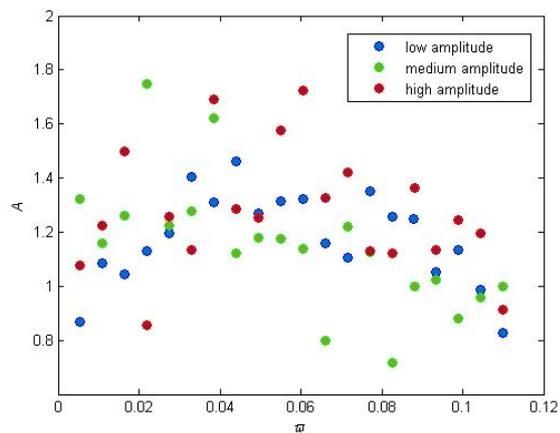


Figura B.10: Amplitud adimensional en función de la frecuencia.

### B.4.2. Variación de la longitud de la cola

Las siguientes gráficas muestran los datos experimentales obtenidos al medir los parámetros característicos de los micronadadores al variar la longitud de la cola entre  $0.75\text{ mm}$  y  $3.0\text{ mm}$ . La amplitud del campo externo de las bobinas se mantuvo fija en  $0.8\text{ V}$  y  $2\text{ V}$  respectivamente.

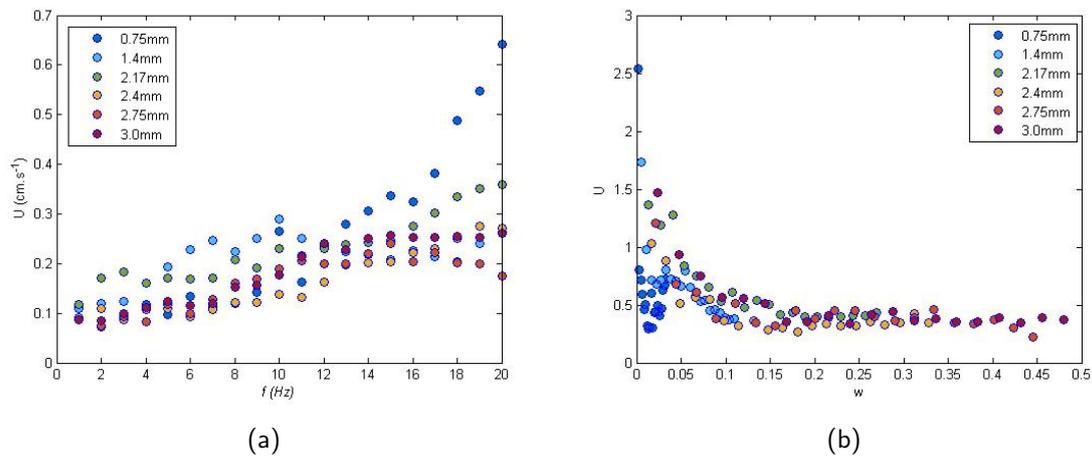


Figura B.11: Variación de la velocidad en función de la frecuencia.

La figura B.11. muestra la respuesta del nadador al variar la frecuencia para diferentes amplitudes. En (a) se muestra la velocidad del nadador en  $\text{m}/\text{s}$ . La figura (b) muestra la velocidad adimensional.

La velocidad adimensional  $u$  se obtuvo al dividir la velocidad entre el producto de la frecuencia de oscilación en  $\text{Hz}$  por la amplitud de la cabeza del nadador en metros. La frecuencia adimensional se obtuvo al dividir la frecuencia en  $\text{Hz}$  por la frecuencia natural de excitación  $\omega_0$ . Esta frecuencia natural de excitación está dada por la ecuación B.2.

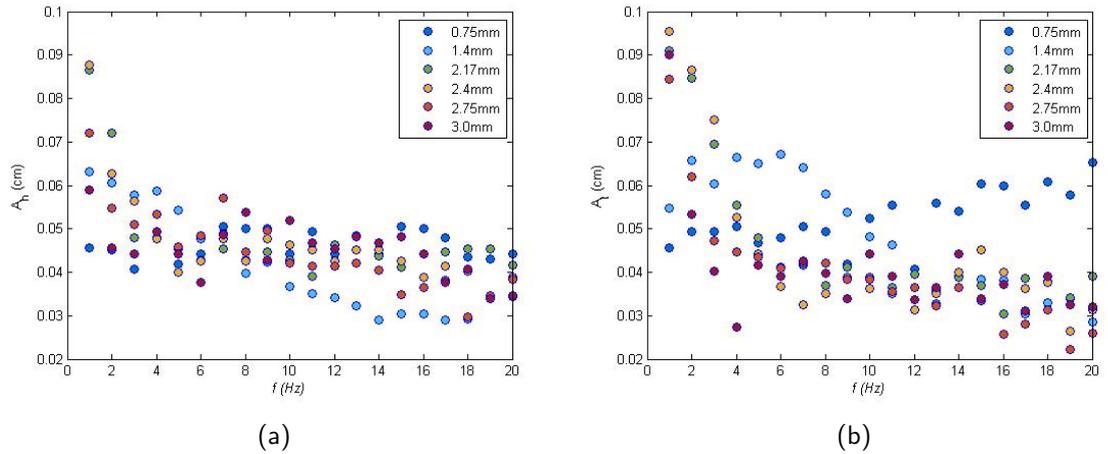


Figura B.12: Variación de la amplitud de oscilación del nadador en función de la frecuencia.

La figura B.12. muestra la dependencia la amplitud de la cabeza del nadador y la amplitud de la cola con la frecuencia. Utilizando estos datos experimentales obtenemos el valor adimensional de la amplitud  $A$  al dividir la amplitud de la cola por la amplitud de la cabeza.

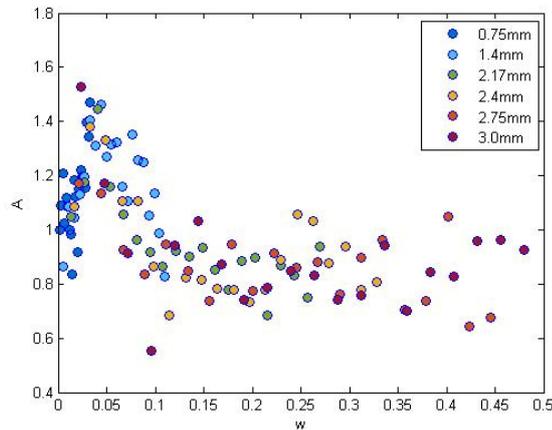


Figura B.13: Amplitud adimensional en función de la frecuencia.

La figura B.14. muestra un micronadador con cola de longitud  $L_t = 2 \text{ mm}$  nadando debido a la oscilación ( $18 \text{ Hz}$ ) de la cabeza accionada por los campos producidos por dos pares de bobinas. En  $t = 0 \text{ s}$  no se aplica ningún campo

magnético. Al aplicar los campos las oscilaciones de la cabeza ondulan la cola provocando una fuerza de empuje que permite al nadador desplazarse a una velocidad de  $0,35 \text{ cm/s}$ . Las líneas azul y roja muestran la posición inicial y final del nadador.

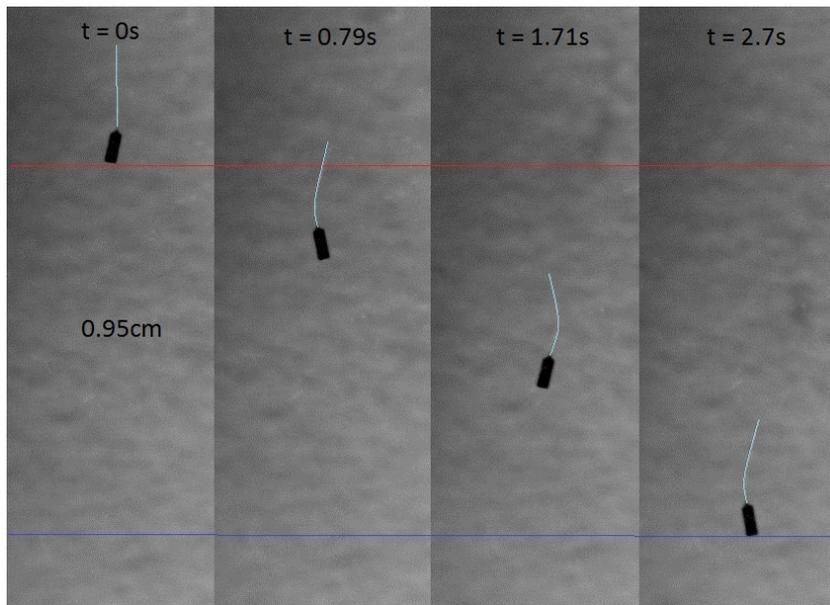


Figura B.14: Posiciones del nadador a diferentes tiempos.

### B.4.3. Conclusiones y perspectivas

Se construyeron micro-nadadores utilizando un polímero flexible y se estableció un protocolo para su construcción alcanzando así el primer objetivo de la estancia. Analizando la respuesta de los micronadadores ante la variación de la frecuencia y amplitud del campo externo se logró el objetivo general de esta investigación: obtener una caracterización de los micronadadores. También se analizó la respuesta de los nadadores ante el cambio en la longitud de la cola observando una dependencia directa de la velocidad de crucero con esta longitud.

Una vez caracterizado el movimiento de un micronadador queda como trabajo a futuro estudiar la interacción de dos nadadores, caracterizar su movimiento y estudiar la dinámica colectiva del par. Posteriormente se buscará aumentar el número de nadadores para estudiar las interacciones hidrodinámicas entre ellos.



---

## Referencias

---

- [1] RL Drake, AW Voogl, and AW Mitchell. *Grays Basic Anatomy*. Elsevier, 2012.
- [2] JAF Tresguerres, MA Villanúa, and A López-Calderón. *Anatomía y fisiología del Cuerpo Humano*. McGraw-Hill, 2009.
- [3] GJ Tortora and B Derrickson. *Principios de Anatomía y Fisiología*. Editorial Médica Panamericana, 2009.
- [4] A Merí. *Fundamentos de Fisiología de la Actividad Física y el Deporte*. Editorial Médica Panamericana, 2005.
- [5] [http://recursos.cnice.mec.es/biosfera/alumno/3ESO/aparato\\_circulatorio/actividades%20complementarias/activi\\_d.htm](http://recursos.cnice.mec.es/biosfera/alumno/3ESO/aparato_circulatorio/actividades%20complementarias/activi_d.htm).
- [6] Harvard Health Publications. *Atherosclerosis*. Health Topics A-Z, 2011.
- [7] P Farreras Valenti and C Rozman. *Medicina interna*. Mosby-Doyman Libros, 1995.
- [8] [http://www.titudorancea.info/lib/edfiles/ck/atherosclerosis\\_sp022wm334.jpg](http://www.titudorancea.info/lib/edfiles/ck/atherosclerosis_sp022wm334.jpg).
- [9] Organización Mundial de la Salud. *Las diez causas principales de defunción*, 2012.
- [10] KL Moore and AF Dalley II. *Anatomía con Orientación Clínica*. Editorial Médica Panamericana, 2006.
- [11] JR Fortuño, J Perendreu, D Canovas, J Branera, and J Falco. Estenosis carotídea: cómo se diagnostica y se trata adecuadamente. *Radiología*, 48(3), 2003.
- [12] FJ Fonseca. *Anatomofisiología y patología básicas*. Arán Ediciones, 2009.

- [13] J Bustamante and J Valbuena. Biomecánica cardiocirculatoria: análisis y modelado cardiovascular. *Revista Colombiana de Cardiología*, 10(5):229–239, 2003.
- [14] DN Ku. Blood flow in arteries. *Journal of Biomechanics*, 6(4):395–402, Julio 1973.
- [15] AC Guyton and JE Hall. *Tratado de Fisiología Médica*. Elsevier, 2006.
- [16] B Diourté, JP Siché, V Comparat, JP Baquet, and JM Mallion. Study of arterial blood pressure by a windkessel-type model: influence of arterial functional properties. *Comput Methods Programs Biomed*, 60(1):11–22, 1999.
- [17] E Segarra. *Fisiología de los Aparatos y Sistemas*. Imprenta de la Facultad de Ciencias Médicas, Universidad de Cuenca, 2006.
- [18] G Thews, E Mutschler, and P Vaupel. *Anatomía, fisiología y pato fisiología del hombre*. Reverté, 1983.
- [19] JD Wilson, AJ Buffa, and B Lou. *Física*. Prentice Hall, 2003.
- [20] SI Fox. *Fisiología humana*. McGraw Hill, 2008.
- [21] RE Klabunde. *Cardiovascular Physiology Concepts*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [22] A Martín, B Gal, M López, and J Prieto. *Bases de Fisiología*. Editorial Tebar, 2007.
- [23] WN Kelley. *Medicina Interna*. Editorial Médica Panamericana, 1992.
- [24] C Handler and G Coghlan. *Living with Coronary Disease*. Springer, 2007.
- [25] CA Duarte and JR Niño. *Introducción a la mecánica de fluidos*. Universidad Nacional de Colombia, 2004.
- [26] MA Fontelos. *Fundamentos matemáticos de la ingeniería*. Editorial Dykinson, 2007.
- [27] D Biswas. *Blood Flow Models: A Comparative Study*. Mittal Publications, 2000.
- [28] JR Womersley. Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. *J. Physiol.*, 127(3):553–563, 1955.
- [29] YC Fung. *Biomechanics: Circulation*. Springer-Verlag, New York, Inc., 1997.
- [30] W Milnor. *Hemodynamics*. William and Wilkins, 1989.
- [31] RM Nerem. Vascular fluid mechanics, the arterial wall, and atherosclerosis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 114(3):274–82, 1992.

- [32] M Friedman and D Giddens. Blood flow in major blood vessels: Modeling and experiments. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(12):1710–1713, Diciembre 2005.
- [33] D Fry. Certain histological and chemical responses of the vascular interface to acutely induced mechanical stress in the aorta of the dog. *Circulation Research*, 24:93–108, 1969.
- [34] C Caro, JM Fitz-Gerald, and RC Schroter. Atheroma and arterial wall shear. observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis. *Proc. Roy. Soc. London, Series B.*, 177(1046), 1971.
- [35] SA Berger and L-D Jou. Flows in stenotic vessels. *Annu. Rev. Fluid Mech.*, 32:347–382, 2000.
- [36] A Shaaban and A Duerinckx. Wall shear-stress and early atherosclerosis. *American Journal of Roentgenology*, 2000.
- [37] BJ Folie and LV McIntire. Mathematical analysis of mural thrombogenesis: concentration profiles of platelet-activating agents and effects of viscous shear flow. *Biophysics Journal*, 56:1121–1141, 1989.
- [38] PD Stein and HN Sabbah. Measured turbulence and its effect on thrombus formation. *Circ Res*, 35:608–614, 1974.
- [39] M Keith and S Fazal. Scaling of hemolysis in needles and catheters. *Annals of Biomedical Engineering*, 26:788–797, 1998.
- [40] M Li, DN Ku, and CR Forest. Microfluidic system for simultaneous optical measurement of platelet aggregation at multiple shear rates in whole blood. *The Royal Society of Chemistry*, 12(7):1355–62, 2012.
- [41] SW Schneider, S Nuschele, A Wixforth, C Gorzelany, A Alexander-Katz, RR Netz, and MF Schneider. Shear-induced unfolding triggers adhesion of von willebrand factor fibers. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2007.
- [42] DF Young. Fluid mechanics of arterial stenoses. *Journal of Biomechanical Engineering*, 101(157), Agosto 1979.
- [43] S Glasgov, C Zarins, DP Giddens, and DN Ku. Hemodynamics and atherosclerosis. insights and perspectives gained from studies of human arteries. *Arch Pathol Lab Med*, 112, 1988.
- [44] B Rastrollo. Simulación numérica del flujo sanguíneo en una estenosis arterial. Tesis de licenciatura, Escuela Técnica Superior de Ingeniería, Universidad Pontificia de Madrid, España, 2011.

- [45] J Solano, F García, M Vázquez, I Sánchez, M Fuentes, and E Rubio. *Análisis de la Respuesta Espectral en la Medición de la Turbulencia causada en el Flujo Sanguíneo por la presencia de Estenosis en Vasos*. IBERSENSOR, 2008.
- [46] G Lanziano, AA Rabinstein, and RD Brown. Treatment of carotid artery stenosis: medical therapy, surgery or stenting? *Mayo Clinic Proceedings*, 84(4):362–368, Abril 2009.
- [47] JM Poblet. *Introducción a la bioingeniería*. Marcombo, 1988.
- [48] G Ortiz-León, D Araya-Luna, and M Vílchez-Monge. Revisión de modelos teóricos de la dinámica de fluidos asociada al flujo de sangre. *Tecnología en Marcha*, 27(1):66–76, 2014.
- [49] S Whitaker. *Introduction to fluid mechanics*. Krieger Publishing Company, 1981.
- [50] F Viniestra. *Mecánica de los cuerpos deformables*. Las Prensas de Ciencias, UNAM, 2011.
- [51] S Ramanarivo, R Godoy-Diana, and B Thiria. Passive elastic mechanism to mimic fish-muscles action in anguilliform swimming. *Journal of The Royal Society Interface*, 10, 2013.
- [52] S Ramanarivo, B Thiria, and R Godoy-Diana. Elastic swimmer on a free surface. *Physics of Fluids*, 26, 2014.