

FLUJO PULSÁTIL DE FLUIDOS VISCOELÁSTICOS EN TUBOS PULSATILE FLOW OF VISCOELASTIC FLUIDS IN TUBES

V. Fossati¹, P. Ravazzoli², N. Barrere³, C. Stari⁴,
E. Budelli⁵, L. G. Sarasúa¹ y D. Freire Caporale^{*1}

¹Facultad de Ciencias UdelaR - Montevideo, Uruguay

²CIFICEN (UNCPBA-CONICE-CICPBA) - Tandil, Argentina

³PDU Ciencias Físicas, CURE, UdelaR, Rocha, Uruguay

⁴Instituto de Física-Facultad de Ingeniería UdelaR - Montevideo, Uruguay

⁵Instituto de Ingeniería Química-Facultad de Ingeniería UdelaR - Montevideo, Uruguay

Recibido: 17/11/2023 ; Aceptado: 27/12/2023

En este trabajo presentamos un estudio experimental de la dependencia de las características del flujo de fluidos no newtonianos en tubos de paredes rígidas en función de las propiedades reológicas de los mismos. Utilizamos líquidos compuestos por agua y diferentes concentraciones de polímero, específicamente poliacrilamida, bajo condiciones de flujo variable periódico.

Analizamos las modificaciones en las estructuras del flujo en función de la concentración de polímero así como también con la pulsatilidad del flujo, variando el caudal medio, la amplitud y la frecuencia de pulsación. Para cada caso se analizaron los cambios en los campos de velocidad, obtenidos mediante la técnica *Particle Image Velocimetry* (PIV), considerando Reynolds medios de 200 a 350, con variaciones en la oscilación de hasta el 10% de amplitud.

Palabras Clave: flujos sanguíneos, PIV, fluidos shear-thinning

In this study, we present an experimental investigation of the flow structure changes in non-Newtonian fluids subjected to periodic variable fluxes inside rigid-walled tubes. We employ a liquid mixture composed of water and polyacrylamide to account for various rheological properties.

We obtain the velocity fields for each experimental case using the Particle Image Velocimetry (PIV) technique and we analyse their variations based on different properties of the pulsatile input signal. Reynolds numbers between 200 and 350 are considered, with a 10% variation in amplitude.

Keywords: blood flows, PIV, shear-thinning fluids

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2024.35.1.5>



ISSN - 1850-1168 (online)

* dfreire@fisica.edu.uy

I. INTRODUCCIÓN

El estudio de la dinámica del flujo sanguíneo es un área compleja que aún presenta diversos aspectos fundamentales por comprender. La respuesta de la sangre como fluido es especialmente compleja [1]. En la mayor parte del sistema circulatorio, la sangre tiene comportamiento newtoniano. Sin embargo, debido a la deformación de los glóbulos rojos, la agregación de los mismos a bajos esfuerzos de corte y la tendencia a alinearse con el flujo a esfuerzos de corte mayores, se observa en la sangre características de fluido no newtoniano. Este comportamiento tiene un impacto directo en la dinámica de la sangre y en los vasos sanguíneos.

La sangre, que se mueve por dentro de los vasos sanguíneos, está compuesta por glóbulos rojos, plaquetas y otras células. Las estructuras del flujo que desarrollan las suspensiones reológicas al fluir por tubos confinados pueden extrapolarse, bajo una apropiada adimensionalización del problema, a lo que se observa en el torrente sanguíneo [2]. El estudio de diferentes aspectos del flujo sanguíneo es un campo de especial interés para diferentes disciplinas [3] y, desde la mecánica de los fluidos, el objetivo es contribuir a una mejor y más acabada comprensión del comportamiento del flujo, contemplando la mayor cantidad posible de sus características y propiedades. Complementariamente a las medidas experimentales, las simulaciones numéricas brindan la posibilidad de estudiar detalles que experimentalmente son inaccesibles [4]. Si bien muchas de estas características ya han sido resueltas, aún quedan aspectos fundamentales por determinar.

Otro factor que regula el flujo sanguíneo es la interacción de las principales células de la sangre, como son los glóbulos rojos, leucocitos y plaquetas, con las paredes vasculares. Dicha interacción es de fundamental interés, ya que regula diversos procesos biológicos [5], como ser la respuesta fisiológica del sistema inmune, la inflamación y la homeostasis. Otro aspecto de interés es el transporte de micro- y nano-partículas a través del flujo sanguíneo. Este tipo de partículas responde a estímulos similares al de las células de la sangre, como ser fuerzas hidrodinámicas e interacción con los glóbulos rojos [6], y la viscosidad queda determinada por la concentración y propiedades de dichas partículas [7]. En particular, en flujos sanguíneos, la concentración de glóbulos rojos es determinante en el comportamiento viscoelástico tipo *shear-thinning* de la sangre [8], mientras que su agregación excesiva puede ser indicio de deformaciones de dichas células, producidas por anemia u otras enfermedades sanguíneas [9-11]. Para modelar su dinámica, proponemos estudiar el comportamiento de líquidos viscoelásticos del tipo *shear-thinning* de diferente reología cuando fluyen de manera pulsátil y confinada en tubos de sección circular. Desde la dinámica de fluidos, el objetivo es contribuir a un mejor y acabado entendimiento del comportamiento de este tipos de flujos.

Partimos de la hipótesis de que diferentes propiedades reológicas del líquido utilizado darán lugar a diferentes estructuras de flujos y se pretende determinar cómo se ven modificadas dichas estructuras en función de los parámetros de control, como son la viscosidad del líquido y la frecuencia de la pulsación del flujo. En particular, consideraremos flujos continuos y pulsátiles [12] con frecuencias $f = 0.5, 1.0$ y 2.0 Hz, para tres tipos de líquidos, uno Newtoniano (agua) y otros dos no-Newtonianos, con características tipo *shear-thinning*, que consisten en soluciones al 0.1 y 0.2% en masa de poliacrilamida en agua. En todos los casos se trabaja a temperatura controlada de $20\text{ }^{\circ}\text{C}$.

El trabajo se encuentra estructurado en cuatro secciones principales. Luego de la presente introducción, en la Sec. II se presentan la configuración experimental y el procesamiento de datos realizado a fin de obtener resultados cuantitativos. En la Sec. III mostramos los resultados obtenidos y en la Sec. IV establecemos conclusiones y las perspectivas a futuro.

II. MÉTODOS

Configuración Experimental

Los experimentos son desarrollados en un circuito cerrado donde el flujo es generado por una bomba de corriente continua, marca LBEC, modelo R385 de 12 V, dentro de un tubo de acrílico transparente, de sección circular, largo total 2.0 m y diámetro interior uniforme de 2.4 cm, posicionado de forma horizontal. El flujo impuesto será estacionario o periódico, según la señal de voltaje con que se alimente la bomba. Al circuito de circulación se encuentra acoplado un caudalímetro, que permite obtener la señal del flujo en función del tiempo.

En la Fig. 1 se puede observar un esquema de la configuración experimental utilizada. A la salida de la bomba se encuentra la zona de desarrollo de flujo (ZFD) de aproximadamente 1.2 m de longitud, lo que garantiza que el flujo esté completamente desarrollado al final de dicha zona [13]. La zona de medición tiene una longitud de 5.0 cm de largo y de 2.4 cm de alto (diámetro interior del tubo). Este tramo de tubo se encuentra inmerso dentro de un recipiente prismático, lleno con el mismo líquido, de manera de igualar los índices de refracción dentro y fuera del tubo cilíndrico y corregir deformaciones ópticas en las imágenes capturadas.

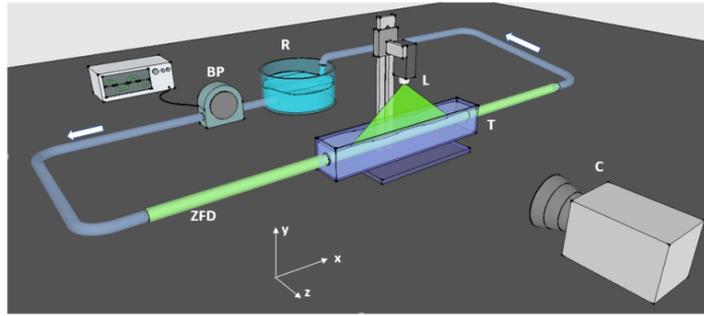


FIG. 1: Esquema del montaje experimental. Las referencias en la figura corresponden a BP: bomba pulsátil; R: reservorio con fluido a 20°C; ZFD: zona de desarrollo del flujo (longitud aproximada 1.2 m); L: láser 500 mW Nd:YAG; T: tubo de diámetro interno $d = 2.4$ cm y 2.0 m de longitud total; C: cámara CMOS.

El fluido es sembrado con partículas trazadoras de poliamida, de $50 \mu\text{m}$ de diámetro, iluminadas por una hoja de luz láser de aproximadamente 2 mm de espesor, generada con un láser continuo de Nd:YAG, de 532 nm longitud de onda (color verde) y 500 mW de potencia, que incide verticalmente al tubo y por su eje, conteniendo la zona de observación de 5.0 cm de longitud antes descrita. Cada experimento es grabado mediante una cámara CMOS, marca PixelINK y modelo PB-B776F, ubicada perpendicularmente a la hoja de luz, a una tasa de captura de 70 cuadros por segundo (fps) y con una resolución de aproximadamente 180 píxeles por cm.

Las medidas experimentales fueron procesadas con la técnica de *Particle Image Velocimetry* (PIV) [14, 15] para obtener así los campos de velocidades en el seno del flujo.

La generación de flujo variable periódico se logra a través de modificar la corriente que circula por la bomba. En este trabajo, utilizamos una señal de alimentación sinusoidal, con valor medio fijo y amplitud constante, variando únicamente la frecuencia de oscilación entre los diferentes experimentos. Para determinar la respuesta del equipo, medimos la corriente en el motor para cada experimento. En la Fig. 2, mostramos una señal típica medida de la corriente en la bomba (i_{motor}) en función del tiempo adimensional $t^* = t.f$, donde f es la frecuencia de excitación, y su ajuste con una función sinusoidal (trazo rojo continuo). El valor medio y la amplitud de i_{motor} fue la misma en todos los experimentos, por lo que la Fig. 2 es representativa de la excitación en la bomba para todos los experimentos realizados ya que está en función del tiempo adimensional.

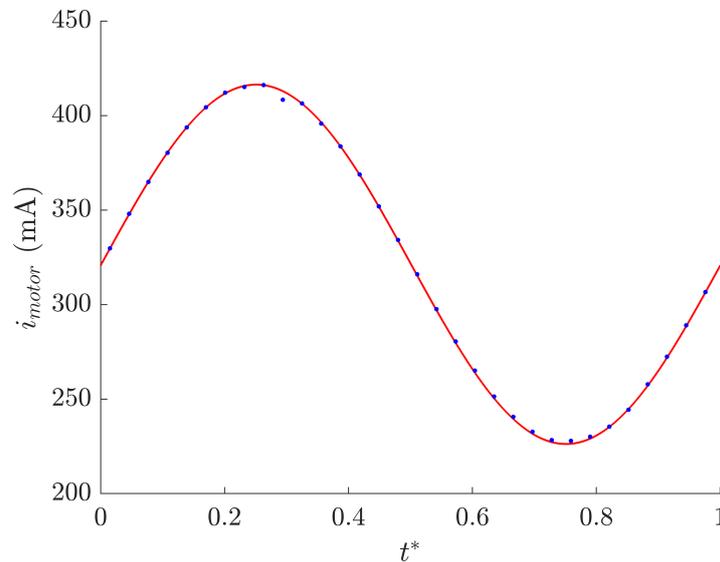
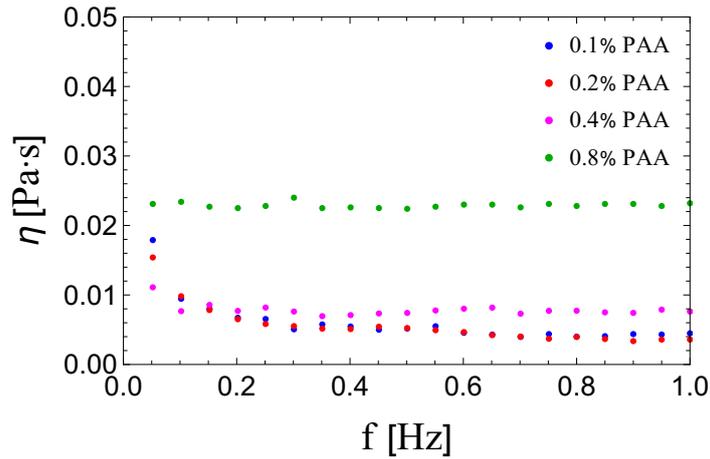


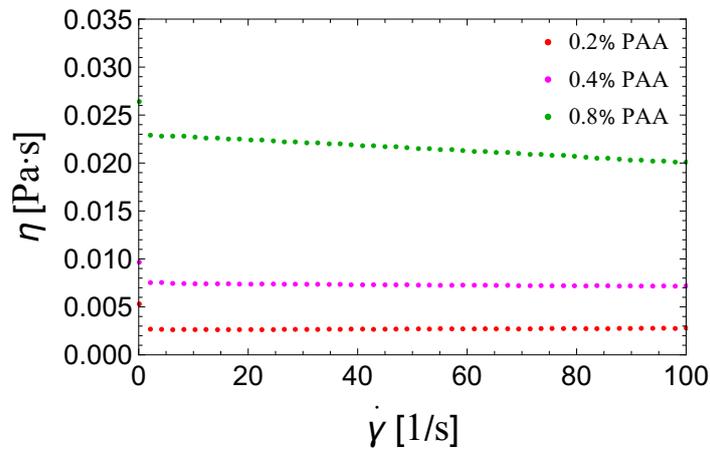
FIG. 2: Caracterización del forzante: corriente eléctrica que circula por el motor de la bomba en función del tiempo adimensional $t^* = t.f$. En puntos azules, la señal medida y, en trazo rojo continuo, el ajuste por una función sinusoidal, lo que indica que el comportamiento es el esperado.

Caracterización de los líquidos utilizados

La caracterización reológica de los líquidos con PAA se muestra en Fig. 3, además de la caracterización de dos fluidos adicionales, con concentraciones de PAA de 0.4 y 0.8 %, que serán discutidos en la Sec. III. El estudio fue realizado con un reómetro Anton Paar–Physica MCR 301, en el Instituto de Ingeniería Química de la Facultad de Ingeniería, Universidad de la República, Uruguay.



(a)



(b)

FIG. 3: Caracterización reológica de los fluidos con diferentes concentraciones de PAA a 20°C. Ensayos realizados con reómetro Anton Paar–Physica MCR 301. (a) Viscosidad en función de la frecuencia de oscilación a tasa de deformación constante de 5% para concentraciones de PAA 0.1%, 0.2%, 0.4% y 0.8%. (b) Viscosidad en función de la tasa de deformación para concentraciones de PAA 0.2%, 0.4% y 0.8%. Los fluidos con PAA al 0.4% y 0.8% son parte del trabajo del grupo y se mencionan en la Sec. III.

En la Fig. 3a se muestra un barrido de la viscosidad en frecuencia, a tasa de deformación constante de 5%. En la Fig. 3b, mostramos la viscosidad en función del esfuerzo de corte ($\dot{\gamma}$), excepto para el fluido con PAA de 0.1%, que no mostraba diferencias sustanciales con el líquido con PAA al 0.2%, como se ve en la Fig. 3a. En la Fig. 3b puede observarse que la viscosidad permanece constante para todos los líquidos de menor concentración de PAA, mientras que presenta una leve disminución para 0.8% de PAA con la tasa de deformación.

Procesamiento de datos

Del campo visual obtenido por la cámara se selecciona una ventana de trabajo que incluya ambas paredes del tubo. Cada video se descompone en una serie de imágenes (ver Fig. 4a) a partir de las cuales, mediante la aplicación de la *toolbox* de acceso libre PIVLab [16] MATLAB, que correlaciona imágenes consecutivas, se obtienen los campos de velocidades en función del tiempo, como el que se muestra en la Fig. 4b. Para reducir el ruido en la señal y suavizar fluctuaciones aleatorias, se promedió el campo de velocidades sobre la medición de 5 períodos completos de oscilación.

III. RESULTADOS

En la Fig. 5 mostramos la velocidad horizontal media en función del tiempo, $\langle u \rangle_{x,y}$, resultado de promediar la componente horizontal de la velocidad sobre cada campo instantáneo de velocidades (dada la incompresibilidad del fluido), para diferentes frecuencias de la corriente de excitación del motor de la bomba.

Se observa que a medida que la frecuencia aumenta, disminuye la amplitud de oscilación de la velocidad media para todas las concentraciones, pero no así su valor medio, manifestando un efecto de resonancia, diferente para cada fluido y que requiere de un estudio más profundo (como nos encontramos realizando actualmente). Este cambio es poco significativo si se comparan las observaciones con agua y con la solución con 0.1% de poliacrilamida (PAA). Por otro lado, se observa una pérdida de simetría en la señal para el caso de PAA 0.2%, tanto en el valor máximo y mínimo, como en un desfase temporal. En particular, para $f = 0.5$ Hz, el tiempo en que la señal se encuentra por encima del valor medio es

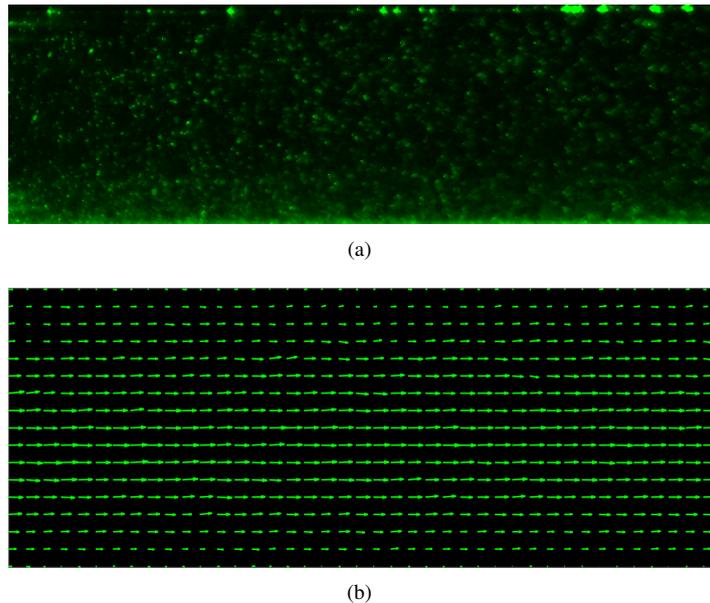


FIG. 4: Imágenes obtenidas a través de PIV. (a) Imagen de las partículas trazadoras de $50\ \mu\text{m}$ de diámetro iluminadas por el plano láser incidente. (b) Campo de velocidad obtenido a través de la toolbox PIVLab.

un 10% mayor al tiempo en que se encuentra por debajo. Hacemos énfasis en que las medidas experimentales presentadas en este trabajo corresponden a etapas iniciales del proyecto, por lo que se requiere de una mayor cantidad de experimentos para detectar si las causas de estos efectos son inestabilidades propias del flujo aún no detectadas, o posibles limitaciones experimentales.

Para cuantificar los cambios de la velocidad en función de la frecuencia y de la concentración de PAA, en la Fig. 6 presentamos los perfiles de velocidad en función de la altura (en la ventana de trabajo) para los extremos de velocidad mínima (color azul) y máxima (color rojo) de cada caso. Puede verse que el comportamiento para 0.1% de PAA es muy similar al agua y presentando perfiles parabólicos para las tres frecuencias estudiadas. En cambio, la concentración de 0.2% de PAA tiene un máximo de velocidad apenas mayor que los otros casos y su posición se encuentra levemente por debajo del cero. Esta tendencia aumenta con la frecuencia y es una manifestación del apartamiento del perfil de Poiseuille. Observamos además una pequeña pérdida de simetría en los perfiles respecto del eje del tubo, para diferentes concentraciones de PAA. Para analizar en mayor profundidad estos resultados se realizarán a futuro medidas complementarias que permitan detectar si estas “anomalías” son causa de inestabilidades físicas reales en el flujo, o si son causadas por limitaciones experimentales aún no identificadas.

Finalmente, al no observarse diferencias significativas en la velocidad media que dependan de la frecuencia de la señal de entrada a la bomba, decidimos ampliar el análisis a concentraciones más elevadas de PAA.

En la Fig. 7 mostramos la velocidad media en función de la frecuencia para diferentes concentraciones de PAA en agua y para dos series de experimentos adicionales, a concentraciones de PAA de 0.4 y 0.8%, cuyas reologías se muestran en la Fig. 3. Se puede ver como la velocidad media no se ve afectada por la frecuencia, pero sí por la concentración de PAA, excepto para las concentraciones 0.1 y 0.2%, que presentan comportamientos similares. Esto se encuentra en concordancia con la caracterización de la Fig. 3b, y nos indica que los esfuerzos a los que está sometido el líquido durante el flujo no llegan a los niveles necesarios para observar cambios en la viscosidad. Las barras de error en la Fig 7 indican el rango de variación de la velocidad media en un ciclo, mostrando que la asimetría entre las velocidad máxima y mínima se acrecienta con el aumento de la concentración de PAA y frecuencia.

IV. CONCLUSIONES

En el presente trabajo realizamos una serie de experimentos en un tubo recto, rígido y de sección circular, para estudiar el cambio en los campos de velocidad de flujos variables periódicos cuando el líquido utilizado presenta diferentes concentraciones de poliacrilamida.

Se identificaron cambios en la respuesta del fluido para mayores concentraciones de polímero. En particular, detectamos una asimetría en el flujo durante el ciclo de la bomba para el líquido con mayor concentración de poliacrilamida y a baja frecuencia. Notamos además un cambio en la amplitud del flujo, la cual disminuye con la frecuencia de excitación, lo que refleja el efecto de resonancia del fluido. En la continuidad del trabajo, proponemos extender las medidas a otras configuraciones de trabajo, a modo de echar luz sobre las inestabilidades físicas causantes de estos fenómenos, o detectar si se manifiesta por alguna limitación experimental no detectada.

Además, a partir de los resultados obtenidos, podemos identificar que los experimentos realizados no alcanzan tasas de deformación que generen un cambio local de la viscosidad. A motivo de esto proyectamos profundizar nuestro trabajo

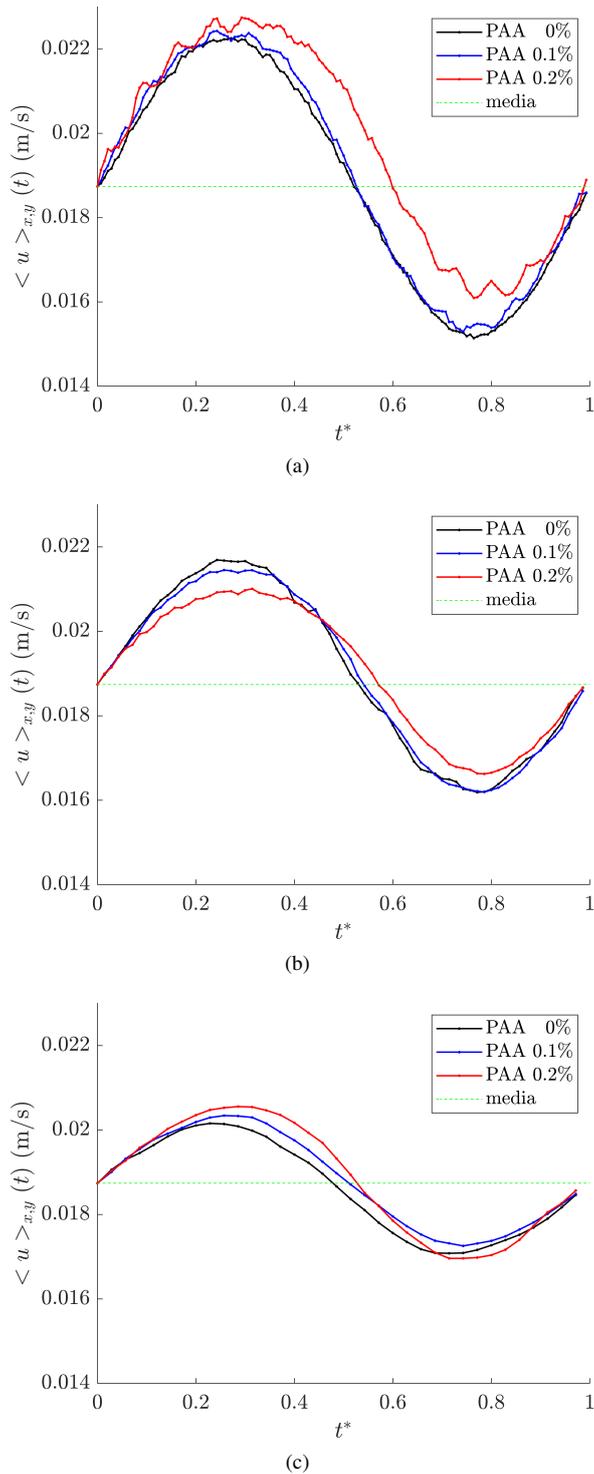
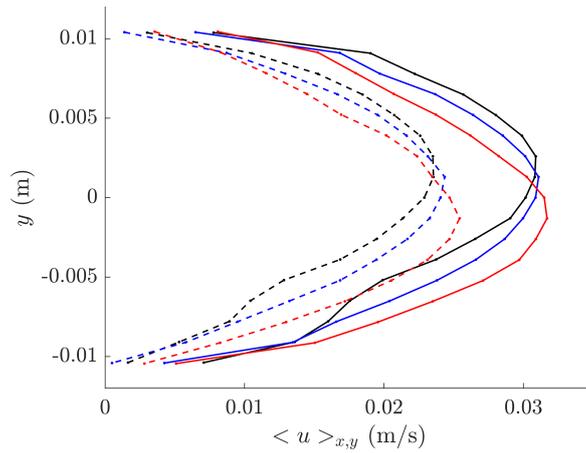


FIG. 5: Velocidad media en función del tiempo adimensional para (a) $f = 0.5$ Hz, (b) $f = 1$ Hz y (c) $f = 2$ Hz, para los tres fluidos utilizados.

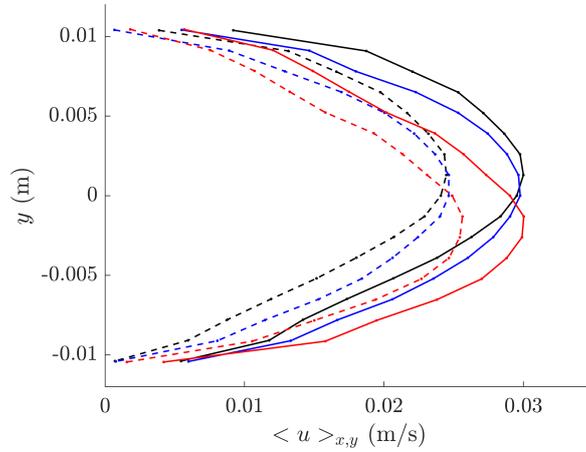
considerando aumentar significativamente la concertación de PAA y la amplitud de las oscilaciones a fin de lograr mayores gradientes de velocidad. Asimismo, no descartamos la posibilidad de considerar flujos oscilantes que incluya velocidades negativas, aunque esa configuración no se condice con el flujo sanguíneo.

V. AGRADECIMIENTOS

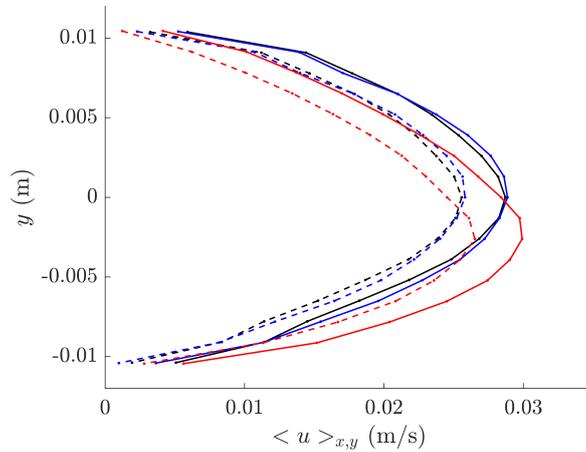
Agradecemos a PEDECIBA (Uruguay) por el apoyo económico en el posgrado de V. Fossati, a CSIC (Uruguay) por el permitir la estancia de P. Ravazzoli en Uruguay, a través del programa de Movilidad e intercambios, y a la Universidad de la República por el apoyo a través de la partida correspondiente al Régimen de Dedicación Total de D. Freire Caporale.



(a)



(b)



(c)

FIG. 6: Perfiles de velocidad media para los extremos de flujo máximo y mínimo (en Fig. 5) para (a) $f = 0.5$ Hz, (b) $f = 1$ Hz y (c) $f = 2$ Hz. En trazo continuo (punteado) se muestra el perfil de velocidades máximo (mínimo) alcanzado para agua (color negro), PAA al 0.1% (azul) y PAA al 0.2% (rojo).

REFERENCIAS

[1] P. Perdikaris, L. Grinberg y G. E. Karniadakis. Multiscale modeling and simulation of brain blood flow. *Physics of Fluids* **28**, 021304 (2016).

[2] H. Lei, D. A. Fedosov, B. Caswell y G. E. Karniadakis. Blood flow in small tubes: quantifying the transition to the non-continuum regime. *Journal of Fluid Mechanics* **722**, 214-239 (2013).

[3] H. Ye, Z. Shen e Y. Li. Interplay of deformability and adhesion on localization of elastic micro-particles in blood flow. *Journal of Fluid Mechanics* **861**, 55-87 (2018).

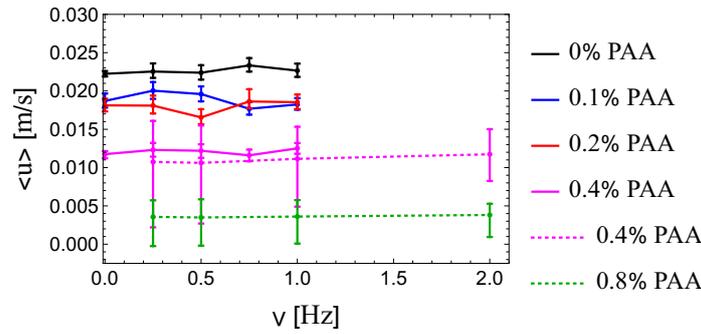


FIG. 7: Velocidad media en función de la frecuencia para diferentes concentraciones de PAA en agua. Las barras de error señalan la velocidad máxima y mínima registradas en cada caso, y las líneas sólidas y punteadas indican dos series de experimentos diferentes.

- [4] G. R. Lázaro, A. Hernández-Machado e I. Pagonabarraga. Rheology of red blood cells under flow in highly confined microchannels: I. effect of elasticity. *Soft Matter* **10**, 7195-7206 (2014).
- [5] H. Zhao, E. S. G. Shaqfeh y V. Narsimhan. Shear-induced particle migration and margination in a cellular suspension. *Physics of Fluids* **24**, 011902 (2012).
- [6] Z. Liu, Y. Zhu, R. R. Rao, J. R. Clausen y C. K. Aidun. Nanoparticle transport in cellular blood flow. *Computers and Fluids* **172**, 609-620 (2018).
- [7] L. Brandt y F. Coletti. Particle-Laden Turbulence: Progress and Perspectives. *Annual Review of Fluid Mechanics* **54**, 159-189 (2022).
- [8] G. P. Galdi, R. Rannacher, A. M. Robertson y S. Turek. *Hemodynamical flows: Modeling, Analysis and Simulation* (Birkhäuser Basel, 2008).
- [9] R. B. Ami, G. Barshtein, D. Zeltser, Y. Goldberg, I. Shapira, A. Roth, G. Keren, H. Miller, V. Prochorov, A. Eldor *et al.* Parameters of red blood cell aggregation as correlates of the inflammatory state. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* **280**, H1982-H1988 (2001).
- [10] M. Rampling, H. Meiselman, B. Neu y O. Baskurt. Influence of cell-specific factors on red blood cell aggregation. *Biorheology* **41**, 91-112 (2004).
- [11] P. Bagchi, P. C. Johnson y A. S. Popel. Computational Fluid Dynamic Simulation of Aggregation of Deformable Cells in a Shear Flow. *Journal of Biomechanical Engineering* **127**, 1070 (2005).
- [12] R. Mittal *et al.* Numerical study of pulsatile flow in a constricted channel. *J.Fluid Mech.* **485**, 337-378 (2003).
- [13] D. Ku. Blood flow in arteries. *Ann. Rev. Fluid Mech* **29**, 399-434 (1997).
- [14] C. E. Willert y M. Gharib. Digital particle image velocimetry. *Experiments in fluids* **10**, 181-193 (1991).
- [15] R. J. Adrian y J. Westerweel. *Particle image velocimetry* (Cambridge university press, 2011).
- [16] W. Thielicke y R. Sonntag. Particle Image Velocimetry for MATLAB: Accuracy and enhanced algorithms in PIVlab. *Journal of Open Research Software* **9**, 12 (2021).