

CONCENTRACION DE TOXINAS EN UN RIÑÓN ARTIFICIAL CONSIDERANDO EFECTOS REOLOGICOS DE LA SANGRE

TOXINS CONCENTRATION IN AN ARTIFICIAL KIDNEY CONSIDERING THE RHEOLOGICAL EFFECTS OF BLOOD

B. Rodríguez-Barriga, G. Espinosa-Paredes* y A. Vázquez-Rodríguez

*Depto. de Ingeniería de Procesos e Hidráulica, Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa
San Rafael Atlixco 186, Col. Vicentina Apdo. 55-534, 09340 México D.F.*

Resumen

En este artículo se presenta un estudio relacionado con los efectos reológicos de la sangre en un riñón artificial de placas paralelas. Se considero al fluido de la diálisis junto con la sangre tanto como fluido newtoniano, como no newtoniano. Usando un modelo de difusión, las consideraciones anteriores y estableciendo la altura y la longitud del canal, el volumen y el área del dializador se determinaron y compararon las concentraciones de toxinas en las placas. Se encontró que al considerar a la sangre como fluido no newtoniano, se presenta una disminución rápida de la concentración de toxinas en comparación con la suposición de fluido newtoniano, tomando un valor de cero a una distancia de 0.0025 m.

Palabras clave: concentración, fluido no newtoniano, sangre, diálisis, transferencia de masa.

Abstract

A study related with the reological effects of the blood in an artificial kidney of parallel plates is presented in this article. Using a diffusion model, the previous considerations and establishing the height and longitude of the channel, the volume and the surface area of the dialyzer were determined and compared the concentrations of the toxins in the plates. It was found that when the blood is considered as a non-newtonian fluid, a considerable decrease exists in toxins' concentrations in comparison with the supposition of the newtonian fluid, taking the value of zero at a distance of 0.0025 m.

Keywords: concentration, non-newtonian fluid, blood, dialysis, mass transfer.

1. Introducción

Un riñón artificial se diseña basándose en el principio de la diálisis, en donde las toxinas disueltas en la sangre pasan a través de una membrana semipermeable o porosa que las separa, dirigiéndose siempre la corriente de la solución de mayor a menor concentración. De esta manera sobreviene una nivelación en la concentración entre ambos líquidos. Los poros de la membrana son de tal calibre que no los pueden atravesar las células de la sangre, ni las grandes moléculas como las proteínas (Cooney, 1979). En este escrito se presenta un estudio relacionado con los efectos reológicos de la sangre en un riñón artificial de placas paralelas. Se suponen conocidos los

parámetros específicos de diseño, como la razón de flujo de la sangre, separación y longitud del canal; y la permeabilidad de la membrana.

2. Desarrollo del modelo

Puesto que las células rojas en la sangre son frágiles y se dañan fácilmente por esfuerzos de corte altos, el flujo de la sangre se mantiene a un régimen laminar a una razón de flujo relativamente baja. Por consiguiente, el lado del sistema donde fluye la sangre provee la mayor resistencia a la transferencia de masa de las especies de parte de la sangre, a través de la membrana, y dentro del fluido de la diálisis (Middleman, 1998). La Fig. 1 muestra los detalles de una unidad sencilla del sistema.

*Autor para la correspondencia: E-mail. gepe@xanum.uam.mx
Tel. (55) 58044645. Fax. (55) 58044900.

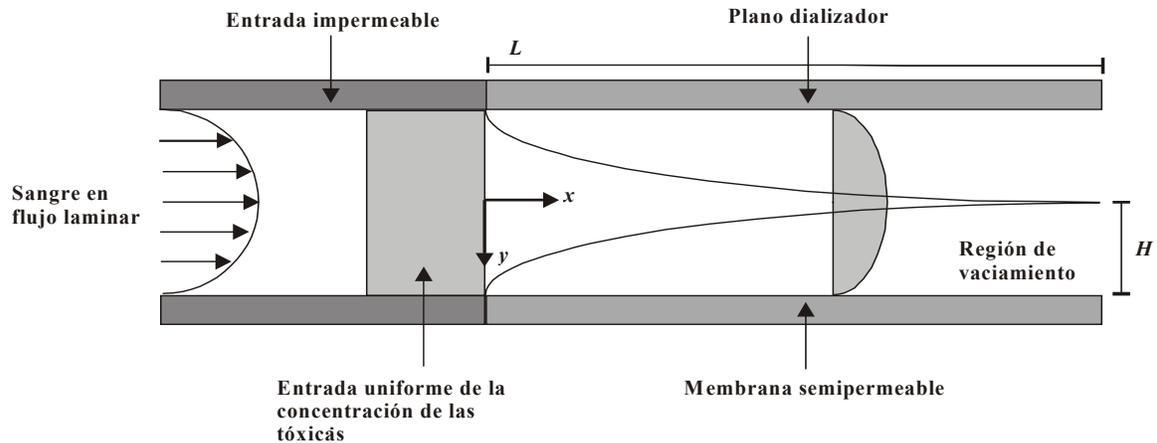


Fig. 1. Canal de sangre de placas paralelas en un sistema de diálisis, donde H representa la mitad de la altura total entre las placas según el sistema de coordenadas

El fluido de la diálisis se bombea lo suficientemente rápido como para garantizar que la concentración de cualquier especie transferida dentro del fluido a través de la membrana sea efectivamente cero. Mientras que cualquier fluido podría servir para tal propósito, el fluido de la diálisis utilizado en aplicaciones médicas contiene especies que están en balance con varios electrolitos en la sangre que no van a ser removidos. Por supuesto, que en una aplicación médica el fluido de la diálisis debe ser estéril, y libre de cualquier especie que no va a ser transportado hacia la sangre.

Un flujo laminar de sangre y una concentración uniforme de las especies tóxicas entran en las placas del dializador. Para $0 \leq x \leq L$, el canal es permeable a esas especies, pero no al fluido mismo (sangre). Por consiguiente el flujo no cambia, pero la concentración de las especies permeables disminuye cuando la sangre pasa por el canal.

Un fluido puede ser newtoniano o no newtoniano; la referencia es que para los fluidos biológicos tales como la sangre se deben considerar como no newtonianos (Levenspiel, 1984). Se graficaron los esfuerzos τ contra la velocidad u , considerando un valor para la densidad de la

sangre ρ de $1.05 \times 10^3 \text{ kg m}^{-3}$ y en su viscosidad de $\mu = 3.45 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ (Pincombe y col., 1999). Dicha gráfica se muestra en la Fig. 2, se observa que para velocidades muy pequeñas los flujos son similares.

En este estudio se muestra las diferencias de comportamiento entre el fluido newtoniano y no newtoniano cuando fluye a través de las placas de un dializador. Se comienza explicando el caso del fluido newtoniano, para después comentar el modelo del caso no newtoniano.

2.1 Fluido Newtoniano

Las especies tóxicas son transportadas convectivamente con la sangre a una velocidad $u(y)$. El flujo se considera como laminar y el fluido como newtoniano. Para las consideraciones anteriores se puede mostrar que el perfil de velocidades está dado por (Middleman, 1998):

$$u(y) = \frac{3}{2}U \left[1 - \left(\frac{y}{H} \right)^2 \right] \quad (1)$$

Donde U es el promedio de velocidad a través del canal, ($y=0$ es la mitad del plano). Se asume en este análisis, que el canal es muy largo comparado con H y que el

flujo y la transferencia de masa son considerados en dos dimensiones (no hay variación en la dirección z). Se consideró que el largo de las placas L es de 0.008 m y la altura del canal $2H$ es de 1.0×10^{-3} m, con el fluido a una velocidad promedio U de 2.08×10^{-3} m s⁻¹.

2.2 Fluido no newtoniano

Para el estudio del comportamiento de un fluido no newtoniano entre las placas de un dializador, se utilizó el modelo de un fluido tipo ley de potencia. Esta aproximación es sencilla y con frecuencia bastante satisfactoria para propósitos de aplicación en ingeniería. El modelo del fluido tipo ley de potencia, se representa por la siguiente ecuación (Levenspiel, 1984):

$$\tau_{yx} = \kappa \left(\frac{du}{dy} \right)^n \quad (2)$$

donde κ es el coeficiente de viscosidad para los fluidos tipo ley de potencia. Para $n = 1$ la Ec. 2 se transforma en la ley de la viscosidad de Newton; la desviación de n con respecto a la unidad es una medida del grado de desviación del comportamiento newtoniano. Cuando n es menor que uno el comportamiento es pseudo plástico, mientras

que para valores superiores a la unidad es dilatante (Bird y col., 1998).

El perfil de velocidades para fluidos tipo ley de potencia esta dada por:

$$u(y) = \frac{H}{s+1} \left[\frac{(P_O - P_L)y}{\kappa L} \right]^s \left[1 - \left(\frac{y}{H} \right)^{s+1} \right] \quad (3)$$

donde $s = 1/n$, n y κ son parámetros de flujo para la sangre humana, siendo $n = 0.89$ y $\kappa = 0.00384$ kg/m s²⁻ⁿ, para fluidos de ley de potencia (Levenspiel, 1984). Los términos P_O y P_L , es la presión a la entrada del riñón artificial y la presión a la salida, respectivamente. En ambos casos, los fluidos newtoniano y no newtoniano, para la operación en estado estacionario, la ecuación de difusión convectiva en el lado de la sangre (región $[-H, H]$ en la Fig. 1) toma la forma

$$u(y) \frac{\partial C}{\partial x} = D_b \frac{\partial^2 C}{\partial y^2} \quad (4)$$

donde C es la concentración de las especies tóxicas en la sangre, y D_b es el coeficiente de difusividad de la sangre; además $u(y)$ está dada en la Ec. 1 para fluidos newtonianos y en la Ec. 3 para fluidos no newtonianos.

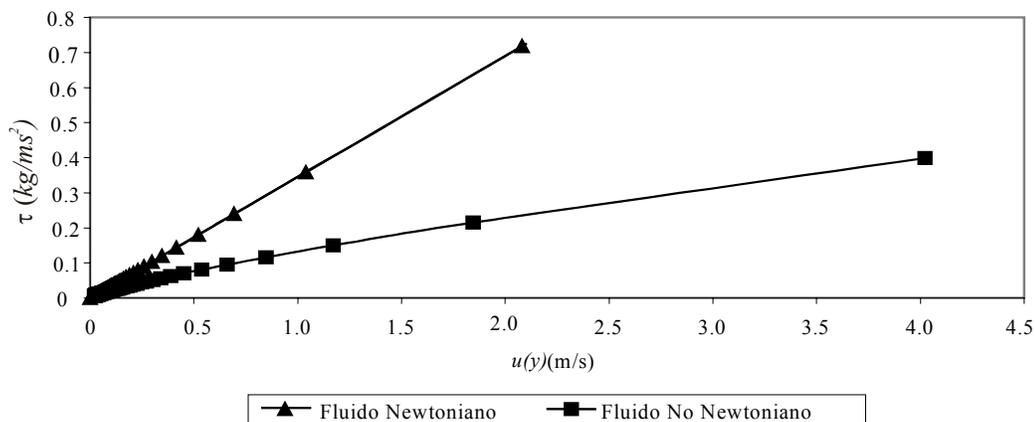


Fig. 2. Comparación del esfuerzo τ para fluidos newtonianos y no newtonianos.

Se debe proveer una condición inicial respecto a la concentración de las especies tóxicas en el plano $x=0$. Se considera que en dicho plano la concentración es uniforme por lo que:

$$C = C_0 \quad \text{en } x = 0 \text{ para toda } y \quad (5)$$

Asumiendo que existe simetría a lo largo de la mitad del plano del canal, se tiene que:

$$\frac{\partial C}{\partial y} = 0 \quad \text{en } y = 0 \text{ para toda } x \quad (6)$$

En la interfaz de la sangre / membrana se debe expresar el carácter continuo del transporte de las especies tóxicas a través del plano. Por consiguiente se igualan los flujos de toxinas y de sangre en $y = H$.

Se define al flujo como positivo si es de la sangre al lado del dializador. La membrana de permeabilidad P , incluye un coeficiente de partición para las especies entre la fase de la sangre y la membrana, así como la difusividad (Middleman,1972).

Para establecer la permeabilidad de la membrana de acuerdo a las necesidades de diseño, se establecieron algunos parámetros tales como altura y longitud del canal, el volumen y el área del dializador. Todo este conjunto de parámetros sirve para encontrar el perfil de velocidades del fluido y el flujo volumétrico. Para determinar la disminución en la concentración de toxinas en la sangre, se resolvió numéricamente la ecuación diferencial parcial de difusión convectiva en el lado de la sangre (Ec.4), y se desarrolló un programa computacional para resolver dicha ecuación; con esto se pudo visualizar la distribución de concentraciones de las toxinas en las placas, además de obtener los perfiles de velocidad para cada tipo de modelo considerado. La Ec. 4 se discretizó

utilizando la técnica de diferencias finitas y así obtener una ecuación por diferencias:

$$\frac{u(y)}{\Delta x} (C_{i+1,j} - C_{i,j}) = \frac{D_b}{(\Delta y)^2} (C_{i,j+1} - 2C_{i,j} + C_{i,j-1}) \quad (7)$$

donde Δx y Δy son los tamaños de paso de las coordenadas espaciales que recorren el largo y el ancho de las placas. La Ec. 7 se utilizó para obtener la solución de la ecuación diferencial (Ec. 4) por aproximación numérica.

3. Resultados

Tomando en cuenta ambas consideraciones, tanto de fluido newtoniano como no newtoniano, la concentración de especies permeables (toxinas) disminuye cuando la sangre avanza por el canal del dializador. Al considerar a la sangre como un fluido newtoniano alcanza velocidades más pequeñas, que las que alcanzaría en el caso de un fluido tipo ley de potencia. Esta diferencia de velocidades influye en la disminución de las concentraciones, tal como se observa en la Fig. 3. Respetando los mismos parámetros de diseño, principalmente presión y permeabilidad de la membrana, aumenta la velocidad en el modelo tipo ley de potencia para mantener el mismo flujo.

En la Fig. 3, se observa claramente que usando el modelo tipo de ley de potencia, se alcanzan velocidades más grandes, con lo cual, la concentración de toxinas disminuye rápidamente antes de alcanzar los primeros centímetros de la placa, mientras que para el modelo newtoniano, la concentración no disminuye en su totalidad aún cuando han recorrido todo el largo de la placa.

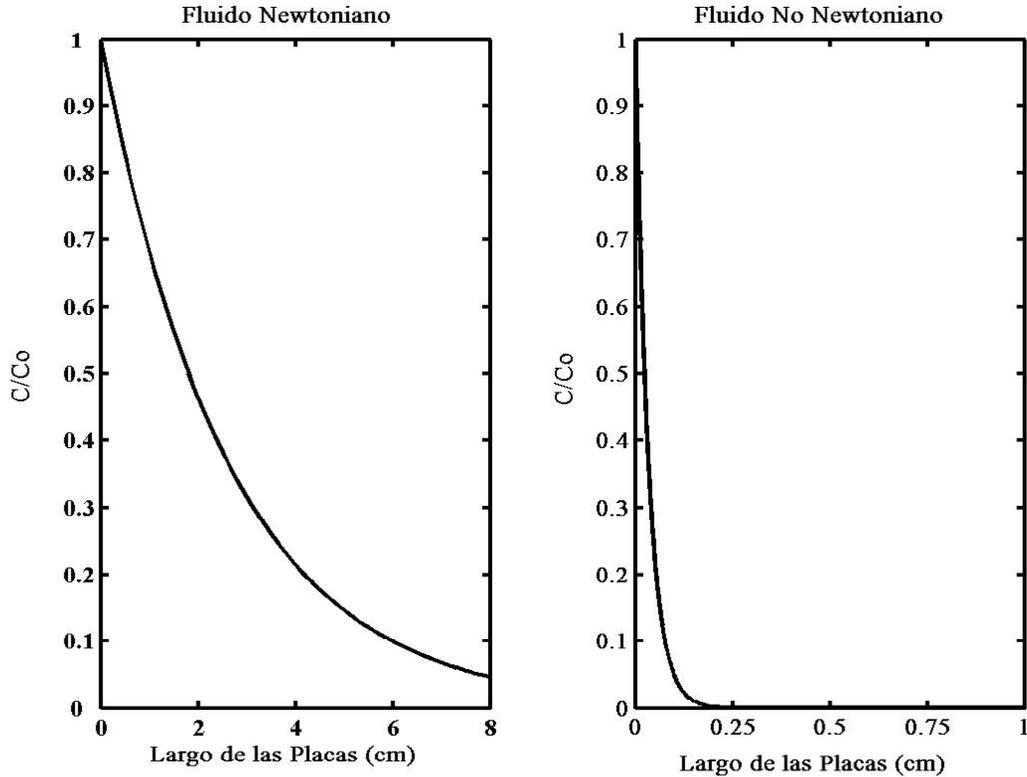


Fig. 3. Comparación de la concentración considerando a la sangre como fluido newtoniano y no newtoniano.

Conclusiones

Al considerar el fluido como no newtoniano, se obtiene una disminución considerable de toxinas al recorrer la sangre en sólo una pequeña sección del largo total de las placas. Lo anterior es importante en el diseño de un riñón artificial de placas paralelas, ya que de esta forma se determinan los parámetros específicos de diseño que permitirán establecer una razón de flujo relativamente baja para no dañar a las células rojas de la sangre; y sobre todo el de diseñar un riñón artificial eficiente y que ocupe poco espacio.

Referencias

- Bird, R.B.; Stewart, W.E. y Lightfoot, E.N. (1998). *Fenómenos de Transporte*. Reverté Ediciones, México.
- Cooney, D. (1979). *Biomedical Engineering Principles: An Introduction to Fluid, Heat and Mass Processes*. Marcel Dekker, Inc., EUA.
- Levenspiel, O. (1984). *Engineering Flow and Heat Exchange*, Plenum Press, EUA.
- Middleman, S. (1972). *Transport Phenomena in the Cardiovascular System*, Wiley Interscience, EUA.
- Middleman, S. (1998). *Principles and Design of Heat and Mass Transfer*, Wiley Interscience, EUA.
- Pincombe, B.; Mazumdar, J. y Hamilton-Craig, I. (1999). Effects of Multiple stenoses and post-stenotic dilation on non-Newtonian blood flow in small arteries. *Medicine and Biological Engineering and Computing* 37, 595-599.