

Emulation of a hemodialysis machine

Barragán. López¹, Beltrán. Sierra², Sarmiento. Palma³, Parra. Peñuela, M.Sc⁴

¹ Barragán. López, Universidad Militar Nueva Granada, Colombia,

² Beltrán. Sierra, Universidad Militar Nueva Granada, Colombia,

³ Sarmiento. Palma, Universidad Militar Nueva Granada, Colombia, u5600001@unimilitar.edu.co ,
u5600057@unimilitar.edu.co

⁴ Parra. Peñuela, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia, u5600030@unimilitar.edu.co,
hgparrap@correo.udistrital.edu.co

Abstract—This research describes the emulation of a hemodialysis machine with the purpose of generating the design of a functional prototype with the emulation of the operation of the machine through Software. This machine was designed and emulated with the ability to perform the function of a kidney with the pathology of a patient suffering from a terminal chronic kidney disease, in addition to recreating the functioning of the peristaltic pump that is responsible for transporting blood through it. . Additionally, blood transport was emulated through the dialyzer or membrane responsible for cleaning the blood. Finalizing with CFD simulation, CAD design and the mathematical model of the kidney with its respective control system was simulated using the simulink tool in Matlab.

Keywords: Hemodialysis, Kidney, Emulation, Capillary membrane, CFD, Matlab

Digital Object Identifier (DOI):
<http://dx.doi.org/10.18687/LACCEI2020.1.1.242>
ISBN: 978-958-52071-4-1 ISSN: 2414-6390

Emulación de una máquina de hemodiálisis

Barragán. López¹, Beltrán. Sierra², Sarmiento. Palma³, Parra. Peñuela, M.Sc⁴

¹Barragán. López, Universidad Militar Nueva Granada, Colombia, ³Sarmiento. Palma, Universidad Militar Nueva Granada, Colombia, u5600001@unimilitar.edu.co, u5600057@unimilitar.edu.co

²Beltrán. Sierra, Universidad Militar Nueva Granada, Colombia, ⁴Parra. Peñuela, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Colombia, u5600030@unimilitar.edu.co, hgparrap@correo.udistrital.edu.co

Resumen – Esta investigación describe la emulación de una máquina de hemodiálisis con el propósito de generar el diseño de un prototipo funcional. El diseño y la emulación de la máquina se basa en la capacidad de realizar la función de un riñón con la patología de un paciente que padece una enfermedad renal crónica terminal; adicionalmente se recrea el funcionamiento de la bomba peristáltica que se encarga de transportar la sangre a través de ella. Además se emula el transporte de sangre a través del dializador o membrana responsable de la limpieza de la sangre. Finalizando con una simulación de dinámica de fluidos computacional (CFD por sus siglas en inglés), diseño asistido por computadora (CAD por sus siglas en inglés), y el modelo matemático del riñón con su respectivo sistema de control que se simula mediante la herramienta de simulink en Matlab.

Palabras clave — Hemodiálisis, riñón, emulación, membrana capilar, CFD, Matlab.

I. INTRODUCCIÓN

La diálisis se ha presentado a través de la historia como una de las alternativas más importantes, para el tratamiento de la insuficiencia renal. Esta consiste en un proceso de limpieza de la sangre a través de un catéter conectado a una máquina compuesta por diversos mecanismos, entre los que se encuentra el dializador, una membrana que permite filtrar la sangre para eliminar desechos y líquidos que el riñón por sí sólo no es capaz de desechar, a este proceso se le conoce como “hemodiálisis”. La diálisis también provee una alternativa a pacientes que no sufren de una patología crónica terminal, a esta se le conoce como diálisis peritoneal que se puede realizar en casa a través de un líquido que es inyectado por medio de un catéter en la cavidad abdominal, absorbiendo los desechos previamente mencionados. Por lo anterior, el proceso más complejo de llevar a cabo es la hemodiálisis puesto que debe ser realizada en centros especializados en sesiones de una cierta cantidad de horas determinadas por el especialista del paciente. En Colombia, la insuficiencia renal crónica terminal fue considerada por el sistema general de seguridad social en salud (SGSSS) como una enfermedad de alto costo, esto implica que las entidades promotoras de salud (EPS) la consideren como de gran impacto en el país, lo que las obliga a “estabilizar la variabilidad en sus manejos, asegurar la calidad técnico-científica y disminuir el impacto de la carga de la enfermedad actual” [1]. En un artículo publicado por el diario “El espectador” se asegura que por cada cien mil

usuarios afiliados se realizan al menos mil seiscientos sesenta y seis diálisis, de esta manera “haciéndola el procedimiento de mayor costo y de mayor demanda en el país” [2].

La hemodiálisis fue un término que se mencionó por primera vez en el año de 1861 por Thomas Graham, quien a través de un parche vegetal demostró que existían formas de recrear una membrana semipermeable. Cincuenta años más tarde, en 1913, fue desarrollado el primer riñón artificial en Estados Unidos por Jhon Abel, haciendo uso de una membrana de nitrocelulosa [3].

La primera hemodiálisis realizada en humanos fue llevada a cabo por George Haas en Alemania por medio de un dializador de celofán que se encontraba sobre un soporte de aluminio en forma de tambor giratorio. Este procedimiento se realizó a un paciente que padecía de insuficiencia renal crónica terminal (IRCT), dicho proceso tuvo una duración de doce días. La hemodiálisis permite al paciente con IRCT prolongar su vida eliminando toxinas y realizando una función aproximada a la función natural del riñón, sin embargo, este proceso tiene diversas desventajas como la restricción en dietas, viajes, entre otras [4]. Con lo cual, esta investigación pretende emular el funcionamiento deteriorado de un riñón, además de la máquina de hemodiálisis con fines educativos. Para esto, se hace necesaria la emulación en los software MatLab®, SolidWorks®, entre otros. La emulación mediante SolidWorks® presentará los esquemas necesarios para cumplir con los requisitos exigidos por la ley colombiana, europea y estadounidense.

En Colombia la resolución 434 de 2001 dictamina que: “Por la cual se dictan normas para la evaluación e importación de tecnologías biomédicas, se define las de importación controlada y se dictan otras disposiciones” lo que quiere decir que se dan lineamientos para dispositivos médicos. La construcción se rige también por el decreto 5725 de 2005 donde nos dan las guías específicas acerca de partes, componentes, accesorios, venta, entre otras. Los dispositivos biomédicos deben cumplir con la norma IEC 60601 para demostrar que son seguros y efectivos. Se tiene en cuenta además la especificación de instrucciones sea de manera impresa o no [5]. Para Estados Unidos se cumple la normativa de clase 3 como un equipo para suplir una función vital del cuerpo, está regida bajo la enmienda de dispositivos médicos de 1976 [6]. A partir de las normas previamente mencionadas se inicia la construcción del entorno virtual de la máquina de hemodiálisis.

Digital Object Identifier (DOI):
<http://dx.doi.org/10.18687/LACCEI2020.1.1.242>
ISBN: 978-958-52071-4-1 ISSN: 2414-6390

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Para llevar a cabo el diseño de la máquina se hace necesario conocer el funcionamiento del riñón, que es modelado matemáticamente a partir de ecuaciones diferenciales que explican su comportamiento y determinan las funciones naturales del órgano que se ven afectadas por la IRCT. Estas ecuaciones fueron planteadas por investigadores del departamento de fisiología, farmacología, bioquímica y medicina del Instituto Médico de Albany en la ciudad de Albany, Nueva York [7].

Adicionalmente se emula el comportamiento del sistema mecánico de la máquina en el que se incluyeron factores como el sistema de 3 bombas peristálticas sometidos a la acción de motores paso a paso y conectadas por medio de tubos desechables que permiten el flujo de la sangre hacia el dializador.

El modelamiento del riñón artificial se establece por medio de una función de transferencia que involucra valores como el volumen de la distribución de las sustancias a trabajar, concentración de cierta sustancia en el líquido dializador y en la sangre arterial, entre otras; todas estas en función del tiempo. A partir de ello se obtiene como resultado un diagrama de bloques diseñado en el software Simulink de Matlab, que permite evidenciar la respuesta de entrada y de salida del sistema y con esta información poder controlar el funcionamiento del dializador. Como se trata de estudiar el comportamiento de las sustancias que serán filtradas, estas ecuaciones sólo son descriptivas de sustancias que no están en el líquido dializante inicialmente.

Aplicando la transformada de Laplace se obtienen el modelado en (1) a (4):

$$L = \frac{B}{B+b} \quad (1)$$

$$H = \frac{b}{B+b} \quad (2)$$

$$A(s) = A_0(s) \cdot \left(\frac{L}{s+\beta} + H \right) + U_0(s) \cdot \left(L - \frac{L}{s+\beta} \right) \quad (3)$$

$$U(s) = A(s) - \frac{A_0(s)}{s+\beta} + \frac{U_0(s)}{s+\beta} \quad (4)$$

Dónde: A es la concentración de una sustancia en la sangre arterial u otro líquido que entre en el riñón artificial, U la concentración de una sustancia en el líquido dializante, B el volumen del líquido dializante, b el volumen total de distribución de una sustancia en el paciente, excluyendo el volumen del líquido dializante, β la Constante igual a αk , α la constante para la transferencia de sangre a líquido dializante igual a $1/L$, k la constante igual a D/b , y D que se denota como la dialisancia.

A partir de estas ecuaciones se diseña el diagrama de bloques en la herramienta Simulink de Matlab para la simulación del estudio, como se muestra en la Fig 1, con el que se realiza la evaluación de los objetos de estudio, contando con los valores de volumen o concentración de sustancia en la sangre de la tabla 1.

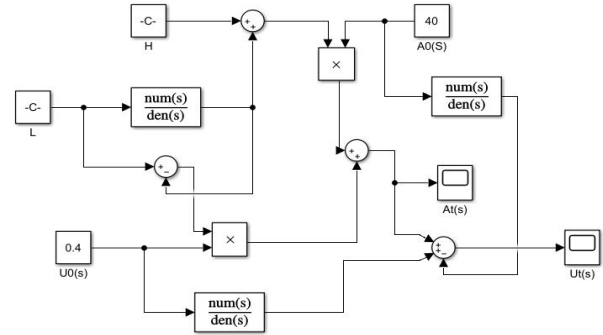


Fig. 1 Diagrama de bloques del modelo del riñón.

TABLA I
CONCENTRACIÓN Y VOLUMEN DE OBJETOS DE ESTUDIO

Sustancia	b (concentración)
Urea	40 mg/dl
Potasio	4.5 meq/L
Sodio	140 meq/L
Creatinina	1.3 mg/dl
Bicarbonato	25 meq/L

El diseño mecánico se basa en un diseño asistido por computadora (CAD) en el software SolidWorks que simula la estructura de una máquina de hemodiálisis, compuesta por tres bombas peristálticas que permiten transportar la sangre con ayuda de motores paso a paso que a su vez permiten girar el rotor, como se muestra en la Fig. 2. Consta también de una etapa de filtrado que contiene un dializador, el cual permite purificar la sangre a través de una membrana capilar que elimina desechos orgánicos que no logran ser filtrados en el riñón. Adicionalmente, contiene un tanque de almacenamiento, uno de desechos y dos etapas de acondicionamiento de temperatura, que mantienen la sangre a una temperatura elevada, aproximadamente a 42 grados Celsius para evitar que el paciente tenga riesgo de hipertensión; cabe resaltar que el diseño de la máquina está regido bajo las normatividades presentadas anteriormente.

Digital Object Identifier: (only for full papers, inserted by LACCEI).
ISSN, ISBN: (to be inserted by LACCEI).

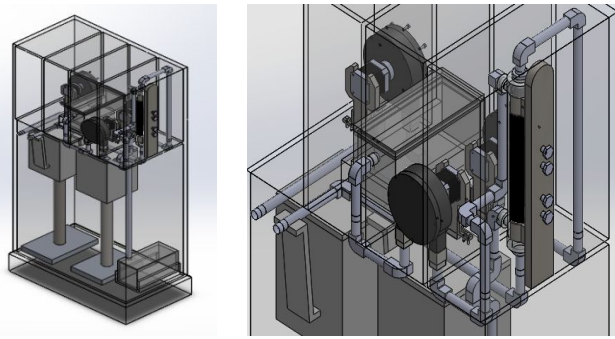


Fig. 2 CAD máquina de hemodiálisis.

Para llevar a cabo el proceso de transporte de la sangre se hace necesario el uso de una bomba peristáltica que a través de rodillos ejerce presión sobre un tubo elástico conectado a la fistula arterial del paciente que lleva fuera la sangre del cuerpo para luego del proceso de limpieza ser llevada de vuelta por medio de la fistula venosa (Fig.3). La bomba peristáltica utilizada en la simulación dista respecto a la original (a excepción de sus medidas) puesto que se rellenan los cortes de los canales de salida y entrada para crear los dominios de simulación (Fig.4). El tipo de diagrama de bloques utilizado el CFX, que es el solver ANSYS capaz de simular mallas de dominios rotativos para fluidos [8].

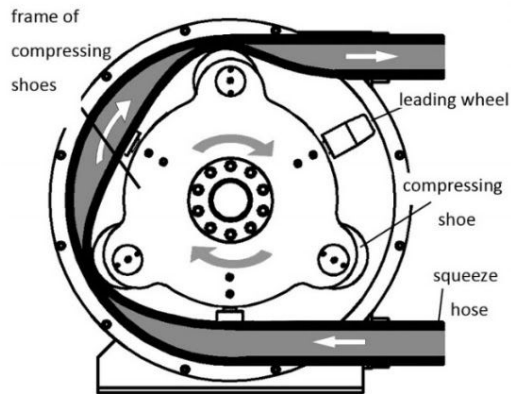


Fig. 3. Funcionamiento de la bomba peristáltica.

Tomado de: Xi'an Cheng Hui Trading Co., Ltd, "Bomba peristáltica", (2020).

Modelo de turbulencia k-ε:

El modelo k-ε, es el más usado y suele ser definido como modelo de turbulencia estándar, para simulación CFD, en CFX el modelo se describe como:

$$\mu_{eff} = \mu + \mu_t, \quad \mu_t = \frac{C_\mu \rho k^2}{\varepsilon} \quad (5)$$

Siendo, la viscosidad efectiva μ_{eff} , la Viscosidad del fluido μ , la viscosidad turbulenta μ_t , la densidad del fluido ρ , Constante C_μ , la energía cinética k y la disipación de turbulencia ε [5][9]. Los valores de k y ε provienen

directamente de las ecuaciones de transporte diferencial de energía cinética y la tasa de disipación de la turbulencia:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho U_j k) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + P_k - \rho \varepsilon + P_{kb} \quad (6)$$

$$\frac{\partial(\rho \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho U_j \varepsilon) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) + \frac{\varepsilon}{k} (C_{\varepsilon 1} P_k - C_{\varepsilon 2} \rho \varepsilon + C_{\varepsilon 3} P_{eb}) \quad (7)$$

Donde la Magnitud de velocidad U. y σ_ε , $C_{\varepsilon 1}$, $C_{\varepsilon 2}$ son constantes de modelo de turbulencia k-ε, σ_k constante de para ecuación k y P_k la producción de turbulencia debido a las fuerzas viscosas.

$$P_k = \mu_t \left(\frac{\partial U}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial U_i}{\partial x_j} - \frac{2}{3} \left(\frac{\partial U_k}{\partial x_k} \right) \left(3\mu_t \frac{\partial U_k}{\partial x_k} + \rho k \right) \quad (8)$$

P_{kb} y P_{eb} Representan la producción de turbulenta influencia por las fuerzas de flotación.

$$P_{kb} = -\frac{\mu}{\rho \sigma_p} g_i \frac{\partial \rho}{\partial x_i} \quad (9)$$

$$P_{eb} = C_3 (0, P_{kb}) \sin \sin \phi \quad (10)$$

Siendo el Coeficiente de disipación $C_3 = 1$, con *Numero de turbulencia Schmidt* $\sigma_p = 1$, el vector de gravedad g_i y el ángulo entre velocidad y de gravedad ϕ .

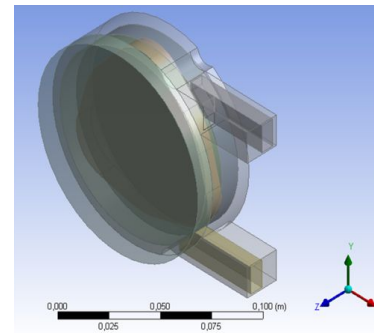


Fig. 4. Bomba peristáltica para simulación en Ansys.

Los dominios empleados para llevar a cabo la simulación son:

Dominio rotativo: Para este proceso se hacen necesarias dos tapas que envuelvan el rotor para extruir su zona y determinar qué parte del ensamblaje es la que se va a mover durante la simulación [10].

Dominio estático: Para este dominio se determinan las paredes que van a transportar el fluido a través de la bomba peristáltica, en este caso la tapa de la carcasa y la carcasa que contiene el rotor.

Para realizar la simulación se hace necesario hacer la determinación de las mallas resultantes de cada dominio, hay que recordar que cada nodo en la malla equivale a una ecuación diferencial parcial, dicha malla puede configurarse

en el software de modo que aumente la precisión de los valores simulados incrementando el número de nodos (Fig. 5). A partir de estas definiciones se unen los dominios para llevar a cabo las condiciones que se obtienen dentro del sistema como temperatura, caudal, viscosidad, entre otras.



(a) Dominio Rotativo. (b) Dominio Estático.
Fig. 5. Mallas definidas para la simulación en Ansys.

III. RESULTADOS

Al determinar las condiciones se procede a llevar a cabo la simulación, comenzando con la evaluación de tres iteraciones para permitir el análisis del fluido en cada una de ellas, teniendo como resultado la respuesta de la fig. 6, donde se evidencia el comportamiento del fluido a través de la bomba en las iteraciones mencionadas anteriormente.

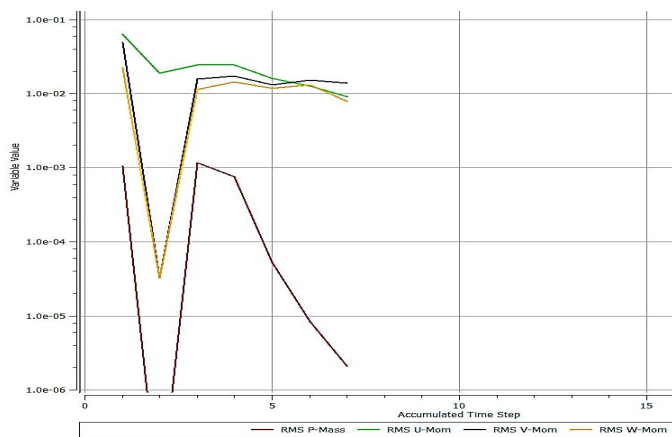


Fig. 6. Configuración de la simulación.

Para describir su comportamiento se tienen en cuenta los pasos en el tiempo (en inglés “timesteps”) que permiten determinar cada cuantos segundos se encuentran las variaciones del fluido mientras recorre la bomba en su totalidad a través de los conductos donde circula la sangre, mostrando así los choques entre partículas en el lugar donde se encuentra el fluido con los rodillos, pasando de un flujo laminar a un flujo turbulento, debido a esto se representan como picos dichas variaciones.

Posteriormente, se procede a observar los resultados de la simulación, mostrados en las fig. 7 y fig. 8, donde se evidencia el cambio de la velocidad del fluido en la bomba peristáltica y la fuerza que ejerce el rotor en la bomba con respecto al tiempo, estos valores son mostrados en una escala cromática. La disposición de la imagen permite visualizar correctamente el trayecto que recorre la sangre al entrar a la bomba, además de describir la velocidad y la fuerza a la que se ven sometidas, finalmente se puede observar también la salida del fluido de la bomba y las condiciones del flujo.

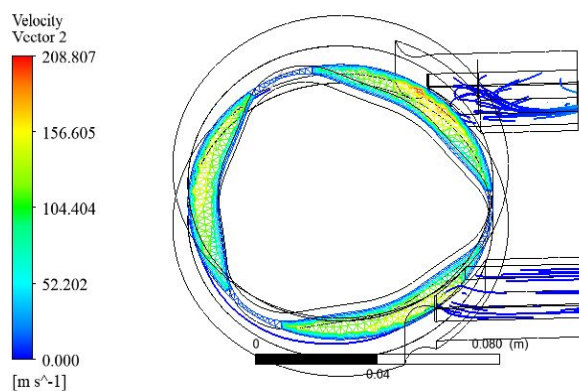


Fig. 7. Velocidad de la sangre en la bomba peristáltica.

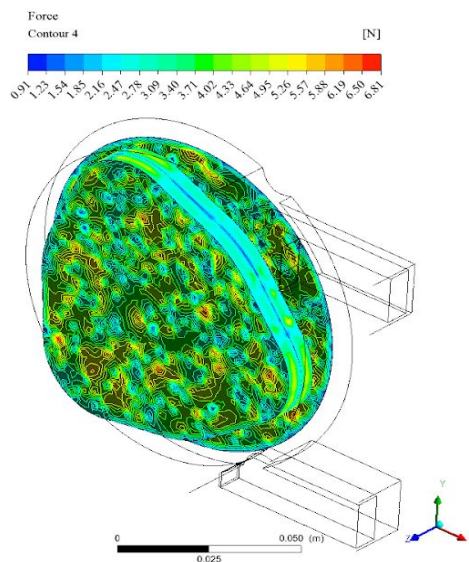


Fig. 8. Fuerza de la sangre sobre el rotor en la bomba peristáltica.

Para el modelo biológico se diseña un sistema de control a partir de la función de transferencia. Se llevó a cabo el control del riñón a partir de un controlador PID (Control proporcional, integral y derivativo), esperando la respuesta ideal que debe tener la máquina de hemodiálisis, este se diseñó en el dominio del espacio de estados, que luego se llevó al dominio de las Z con el fin de discretizar la señal.

Para este procedimiento se hace uso de las funciones ZPK que por sus siglas en inglés significa “Zero, Poles, Gain” junto con la notación ‘ZoH’ que indica el Zero order hold, que permite digitar el tiempo de muestreo [11].

Se procede a realizar la ecuación de control a partir de los polos y ceros de la transformada Z y se finaliza obteniendo el lazo abierto de la función. Esto se visualiza nuevamente como un diagrama de bloques en el software Simulink (Fig. 9)

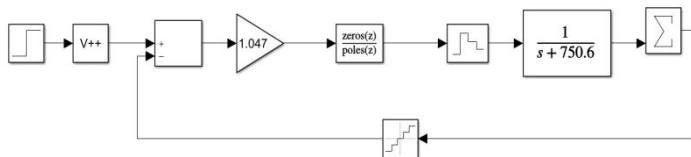


Fig. 9. Diagrama de bloques del sistema de control.

Obteniendo así la respuesta discretizada del sistema de control, recordando que siempre debe mantenerse como una respuesta críticamente amortiguada, esto debido a que los demás tipos de respuestas pueden presentar sobre impulsos, lo que provocaría efectos negativos sobre la salud del paciente. El límite está definido por la cantidad de concentración de cada sustancia que admite el cuerpo, esta puede variar según las unidades de medida que sean empleadas; cabe resaltar que esta es una respuesta transitoria y depende del tiempo de dializado de la misma (Fig. 10).

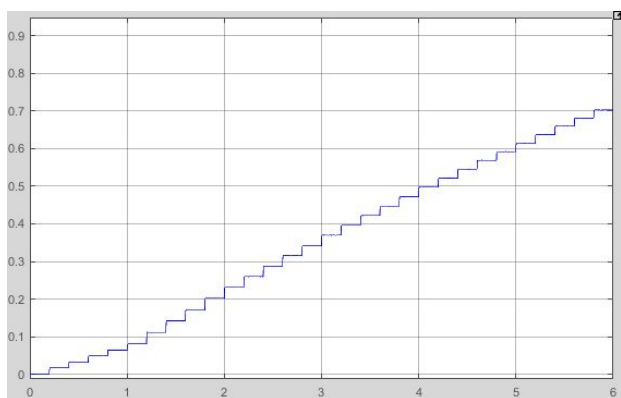


Fig. 10. Respuesta para Urea del sistema de control.

El proceso más importante de la sangre en la máquina es su paso por el dializador, compuesto por un envase de vidrio que posee en su interior una membrana capilar (Fig. 11) que por medio de ósmosis lleva fuera de la sangre diversas sustancias que tienen un valor inadecuado de concentración en la misma, en este mismo sitio se realiza la combinación del líquido dializante con la sangre que permite disminuir las concentraciones de las sustancias y su presencia en esta.

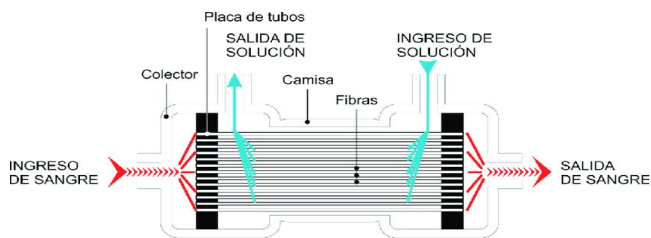


Fig. 11. Recorrido de la sangre en el dializador. Tomado de: Research Gate, “Filtro dializador”, (2015).

La membrana fue emulada junto a su envase de vidrio, creando el dializador en Solidworks como se muestra en la Fig. 12.



Fig. 12. Dializador en Solidworks.

Al utilizar la herramienta “Flow Simulation” se puede determinar el comportamiento de la sangre a través del dializador como un flujo turbulento, teniendo en cuenta su caudal de 300 mL/min y la presión determinada en 114.22mmHg.

Para lograr esta presión se establece una malla que determine el dominio donde será transportada la sangre del tamaño de la membrana capilar, estableciendo los lugares de entrada (Fig. 13).

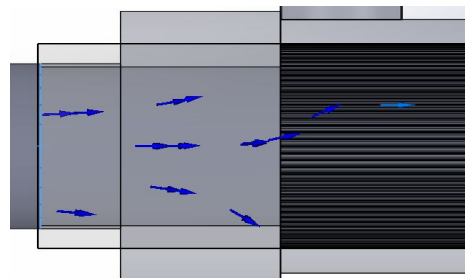


Fig. 13. Paso de la sangre al dializador.

Para el sistema de acondicionamiento de temperatura, se lleva a cabo un circuito de regulador de voltaje AC controlando su potencia por medio del triac BT 1 XX, este posee un fusible que evita cualquier daño total o parcial del circuito de temperatura. El uso del reóstato permite adecuar a cualquier condición del paciente la temperatura para evitar la hipertensión. Este circuito permite elevar la temperatura del fluido a 42 grados Celsius (en condiciones normales) [12], teniendo un equilibrio para su salida (Fig. 14).

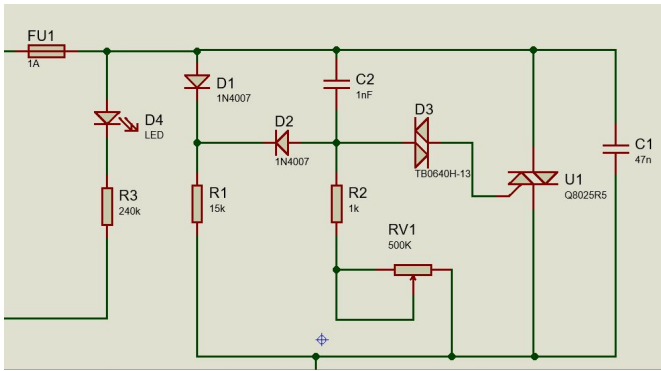


Fig. 14 Circuito de regulación de temperatura.

IV. CONCLUSIONES

A partir de la simulación en Ansys se puede determinar la fuerza ejercida por la sangre sobre los rodillos de la bomba peristáltica, haciendo referencia al choque de partículas presentado por el cambio de flujo laminar a flujo turbulento, obteniendo como resultado una presión total en el punto máximo de disminución de radio del tubo de 6.8N.

La respuesta del modelo del riñón describe correctamente el comportamiento de las sustancias que son filtradas en el proceso de diálisis, tanto en el proceso de entrada como el de salida del riñón que ingresa un límite de sustancia para su estabilización en un intervalo de tiempo, y a su salida, las pérdidas son evidentes debido al proceso de filtración.

Es importante tener un seguimiento en tiempo real de las señales fisiológicas del paciente para la preservación de su salud, variable de la que carecen algunas de las máquinas de diálisis para tratamiento de la enfermedad renal en la actualidad. Mediante el uso de simulaciones CFD presentadas anteriormente se puede observar que en el proceso de filtrado de la sangre la presión será de 17806.15 Pa, medida adecuada para el retorno al torrente sanguíneo.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Militar Nueva Granada y al programa de Ingeniería Biomédica por los conceptos brindados a lo largo de nuestra formación como ingenieros.

REFERENCIAS

[1] Asociación Colombiana de Nefrología, Fresenius Medical Care, Fundación Clínica Renal CAFAM, Cafesalud EPS, "Consenso basado en evidencias para la elección de indicadores mínimos para el análisis de resultados clínicos en diálisis peritoneal y hemodiálisis en Colombia", *Grupo 4 Impresores LTDA*, 2010. [Online]. Available: <https://cuentadealtocosto.org/site/images/Publicaciones/INDICADORES%20DIALISIS.pdf>.

[2] "Diálisis, procedimiento de alto costo más realizado en Colombia | ELESPECTADOR.COM", *ELESPECTADOR.COM*, 2019. [Online]. Available:

<https://www.elespectador.com/noticias/salud/dialisis-procedimiento-de-alto-costo-mas-realizado-colo-articulo-434233>.

[3] F. ALVAREZ, "Hemodiálisis: Evolución histórica y consideraciones generales", *Revistanefrologia.com*, 1996. [Online]. Available: <https://www.revistanefrologia.com/es-hemodialisis-evolucion-historica-consideraciones-generales-articulo-X0211699596023466>.

[4] B. Yolanda Smith, "Ventajas y desventajas de la diálisis", *News-Medical.net*, 2019. [Online]. Available: [https://www.news-medical.net/health/Benefits-and-Disadvantages-of-Dialysis-\(Spanish\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Benefits-and-Disadvantages-of-Dialysis-(Spanish).aspx).

[5] INVIMA, "Abc de los dispositivos médicos". 2013. Available: https://www.invima.gov.co/documents/20143/442916/abc_dispositivos-medicos.pdf/d32f6922-0c50-bcaa-6b53-066edfb98274.

[6] Access Engineering, McGraw Hill Education. "FDA medical device requirements" 2015.

[7] V. Wolf, Donald. Remp, John E. Kiley, Gordon D. Currie, "Artificial Kidney Function: Kinetics Of Hemodialysis" 1951. [Online] Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC436348/>.

[8] Parra Peñuela, Hector G, Angulo Morales, Víctor D. "Multiphase CFD simulation of photogrammetry 3D model for UAV crop spraying". 2019.

[9] P. Hassan and P. Warn-Gyu, "Comparison of different two equation turbulence models for studying the effect of cold outlet diameter on cooling performance of vortex tube - IEEE Conference Publication", *Ieeexplore.ieee.org*, 2010.

[10] Parra Peñuela, Hector G, Ortegón, Tatiana. "Transient CFD analysis of vortex generators and endplate on Darrieus rotor blades with NACA 0012 and S809 profiles using rotary domain", 2019.

[11] "Zero-Order Hold (Simulink Reference)", *Ece.northwestern.edu*, 2020. [Online]. Available: <http://www.ece.northwestern.edu/local-apps/matlabhelp/toolbox/simulink/slref/zeroorderhold.html>.

[12] Aspiroz, V. *Fiebre y citopenia en un paciente en hemodiálisis*. 1994. [online] *Revistanefrologia.com*. Available at: <https://www.revistanefrologia.com/es-fiebre-citopenia-un-paciente-hemodialisis-articulo-X0211699594005928>.

INFORMACIÓN DE AUTORES



Nohora Camila Sarmiento Palma
Estudiante de Ingeniería Biomédica.
Universidad Militar Nueva Granada.
u5600057@unimilitar.edu.co



Julián Felipe Barragán López
Estudiante de Ingeniería Biomédica.
Universidad Militar Nueva Granada.
u5600001@unimilitar.edu.co



Juan Sebastián Beltrán Sierra
Estudiante de Ingeniería Biomédica.
Universidad Militar Nueva Granada.
u5600030@unimilitar.edu.co



Héctor Guillermo Parra Peñuela
Estudiante de Doctorado en Ingeniería
Eléctrica y Electrónica.
Universidad Distrital FJDC.
hgparrap@correo.udistrital.edu.co