

Análisis del intercambiador de calor Plegiox Cardiplegia

Maria I. Granada¹, Juan E. Pineda², and Juan J. Trejo³
Universidad de Antioquia

Abstract –

The article presents the analysis of the PLEGIOX Cardioplegia heat exchanger, a device used in cardiovascular surgeries to regulate blood temperature. A mathematical model was developed to evaluate different water flow rates, determining the optimal temperature conditions to induce various ranges of hypothermia. The results showed that the water outlet temperature remains constant at 35.65 °C, while the flow rate varies depending on the required level of hypothermia. For deep hypothermia, a higher water flow is needed, which decreases proportionally for mild or moderate hypothermia.

This work provides insight into how thermal exchange can be precisely controlled, maintaining acceptable levels of efficiency and precision to ensure the optimal operation of the device.

Resumen –

En el artículo se presenta el análisis del intercambiador de calor PLEGIOX Cardioplegia, dispositivo usado en cirugías cardiovasculares para regular la temperatura sanguínea. Se desarrolló un modelo matemático para evaluar diferentes flujos volumétricos de agua, determinando las condiciones óptimas de temperatura para inducir variados rangos de hipotermia.

Los resultados mostraron que la temperatura de salida del agua se mantiene constante a 35.65 °C, mientras el flujo volumétrico varía según el nivel de hipotermia requerido. Para una hipotermia profunda se necesita un mayor flujo de agua, disminuyendo proporcionalmente para hipotermias leves o moderadas.

El trabajo permite comprender cómo el intercambio térmico puede controlarse precisamente, manteniendo niveles aceptables de eficiencia y precisión que permiten una óptima operación del dispositivo.

Palabras clave: Intercambiador de calor, flujo volumétrico, temperatura, circulación extracorpórea, capacitancia térmica, sangre, agua, hipotermia profunda, hipotermia moderada, hipotermia leve.

I. INTRODUCCIÓN

La transferencia de calor es un fenómeno en el que se da la propagación de calor de un sitio a otro, produciéndose cuando hay un gradiente térmico de temperaturas [1], este proceso es clave en múltiples aplicaciones biomédicas, desde la preservación de tejidos hasta el soporte en cirugías cardiovasculares, por lo que se utilizan dispositivos especializados como el intercambiador de calor para realizar este proceso, el cual está diseñado para transferir calor entre dos fluidos, los cuales se encuentran en contacto con una barrera sólida y delgada que separa los dos fluidos [2].

Uno de los intercambiadores de calor utilizado en la medicina es el PLEGIOX Cardioplegia Heat Exchanger, el cual está diseñado para regular la temperatura de la sangre, durante la

circulación extracorpórea. Este dispositivo cuenta con fibras especializadas para el intercambio térmico, por cuyo interior circula agua para el enfriamiento o calentamiento de la sangre [3].

En este contexto, tiene como objetivo identificar las condiciones óptimas de operación del intercambiador de calor en el lado del agua, maximizando su eficiencia térmica para alcanzar las temperaturas objetivo en la sangre de manera segura y efectiva. Se plantea la hipótesis de que existen combinaciones específicas de temperatura y flujo volumétrico del agua que optimizan la transferencia de calor.

II. METODOLOGÍA

En primer lugar, se analizó las condiciones conocidas del intercambiador: Se conoce que funciona con un arreglo en contracorriente, donde la sangre corre desde la parte inferior a la superior, y el agua en sentido contrario, esto buscando asegurar una alta eficiencia. Se requirió evaluar flujos sanguíneos desde 190 hasta 1000 mL/min, sin embargo, se tiene registrado gracias a investigaciones internas de MAQUET Cardiopulmonary GmbH (MCP) que para flujos de 1L/min se evidencian disminuciones del rendimiento de hasta un 20%, por lo que, al operar bajo ciertas condiciones de flujo de agua y temperatura, se recomienda trabajar hasta los 500 mL/min de flujo sanguíneo [4]. En este valor en particular, se tiene el menor rendimiento tolerado por la marca, que se tiene registrado como 0,91 para un flujo de agua de 9 L/min [5].

Buscando mantener constante este valor de eficiencia para el flujo de agua óptimo registrado por literatura, se plantea un modelo de cálculo a fin de iterar los valores de flujo volumétrico del agua y encontrar los que cumplan satisfactoriamente las condiciones buscadas de rendimiento y de ingreso / salida de la sangre.

A.

Se inicia con el cálculo de las capacitancias térmicas, relacionadas con las propiedades de cada fluido. Se analizó el sistema en su capacidad de inducir condiciones de hipotermia, por lo que se toma la sangre como fluido caliente y el agua como fluido frío.

$$C_{sangre} = C_h = \dot{m}_h \times \widehat{C}_{ph} = \dot{V}_h \times \rho_h \times \widehat{C}_{ph}$$
$$C_{agua} = C_c = \dot{m}_c \times \widehat{C}_{pc} = \dot{V}_c \times \rho_c \times \widehat{C}_{pc}$$

Donde:

$$C: \text{Capacitancia térmica} \left[\frac{W}{^{\circ}C} \right]$$

$$\dot{m}: \text{Flujo másico} \left[\frac{Kg}{s} \right]$$

¹ mariai.granada@udea.edu.co

² jesteban.pineda1@udea.edu.co

³ jiose.trejo@udea.edu.co

$$\begin{aligned}\dot{V}: & \text{Flujo volumétrico} \left[\frac{m^3}{s} \right] \\ \rho: & \text{Densidad} \left[\frac{Kg}{m^3} \right] \\ \widehat{C}_p: & \text{Calor específico} \left[\frac{J}{Kg \cdot ^\circ K} \right]\end{aligned}$$

Sin embargo, las propiedades de ρ y \widehat{C}_p varían ligeramente según las condiciones del fluido. En el caso de la sangre, para condiciones fisiológicas normales, se tiene que este valor varía alrededor 3300 y 3900 J/Kg*°K, y se toma un valor promedio de 3617 J/Kg*°K [6]. En el caso de la densidad, este también varía debido al contenido hematocrito y la temperatura, con un rango entre 1043 y 1060 kg/m³ [7], por lo que se toma un valor promedio de 1051,5 kg/m³.

A continuación, se plantea la ecuación para la eficiencia a partir de la división del flujo real de calor respecto a uno en arreglo de contracorriente para una longitud infinita (Flujo máximo).

$$\epsilon = \frac{Q}{Q_{max}} = \frac{C_h}{C_{min}} \frac{(T_{hi} - T_{ho})}{(T_{hi} - T_{ci})} = \frac{C_c}{C_{min}} \frac{(T_{co} - T_{ci})}{(T_{hi} - T_{ci})}$$

Donde:

$$\begin{aligned}Q: & \text{Flujo de calor} [W] \\ T_i: & \text{Temperatura de entrada} [^\circ C] \\ T_o: & \text{Temperatura de salida} [^\circ C]\end{aligned}$$

Se despejan las temperaturas de salida de la sangre y del agua.

$$T_{ho} = T_{hi} - \frac{C_{min}}{C_h} \times \epsilon (T_{hi} - T_{ci}) \quad (1)$$

$$T_{co} = T_{ci} + \frac{C_{min}}{C_c} \times \epsilon (T_{hi} - T_{ci}) \quad (2)$$

A partir de estas ecuaciones, se itera asignando valores el flujo volumétrico del agua \dot{V}_c , del cual depende su capacitancia térmica C_c , hasta llegar a un valor de salida de la sangre T_{ho} cercano al requerido. La temperatura de entrada se plantea en 22°C, valor de temperatura ambiente para las zonas donde se suelen emplear estos equipos [8], de manera que no es necesario un equipo de enfriamiento adicional para el agua. Se inicia la iteración con un valor semilla cercano a cero (1×10^{-9}), y se usa un paso lo suficientemente pequeño (1×10^{-3}) para poder alcanzar una precisión de dos decimales. Para las propiedades del agua, se sabe que su temperatura máxima posible de salida será cercana a 37°C, la temperatura de entrada del fluido caliente, por lo que se toma un valor intermedio entre este y la temperatura de entrada, siendo de 29,5°C, y se toman sus propiedades como se registra en literatura [9].

III. RESULTADOS

TABLA I. VALORES DE FLUJO VOLUMÉTRICO DEL AGUA¹

T_{ho} [°C]	\dot{V}_h [mL/min]					
	Sangre	190	470	630	880	1000
27.5	Agua	122.55	303.15	406.35	567.61	645.01
31.5		70.95	175.50	235.24	328.59	373.40
34		38.69	95.71	128.29	179.20	203.64

1. Todos los valores fueron registrados en mL/min

Para todos los casos tabulados en la Tabla 1, se tiene que la temperatura de salida del agua fue de 35,65 °C. Esto evidencia que para todos los flujos obtenidos $C_{min} = C_c$, por lo que la temperatura de salida del agua permanece constante al depender solamente de otros parámetros constantes, los cuales al ser reemplazados en la Ecuación (2) arrojan que:

$$T_{co} = 22^\circ C + 0,91 \times (37^\circ C - 22^\circ C) = 35,65^\circ C$$

IV. DISCUSIÓN

En el procedimiento de las cirugías extracorpóreas es importante salvaguardar el cuidado del paciente y evitar cualquier tipo de problema adicional, por lo tanto, es importante inducir diferentes tipos de hipotermias en función de la complejidad de la cirugía, por lo que es necesario inducir una hipotermia profunda, hipotermia moderada o hipotermia leve con el propósito de cuidar los órganos críticos, asegurar un control de coagulación de la sangre y proteger las conexiones neurológicas. Para brindar esta protección se hace uso del dispositivo PLEGIOX Cardioplegia Heat Exchanger el cual dentro de su funcionamiento cuenta con un intercambiador el cual permite enfriar la sangre a una determinada temperatura para así inducir las diferentes hipotermias. Para determinar las condiciones óptimas de operación del intercambiador de calor durante una cirugía se evaluó distintos flujos volumétricos de sangre cuando la sangre presenta una temperatura de 37 °C, a partir de las iteraciones realizadas en el código se determinó que la temperatura del agua para el sistema de intercambiador de calor es constante con un valor de 35.65 °C ya que para determinar la temperatura se tomaron valores constantes como la temperatura, densidad, calor específico y rendimiento óptimo, por otro lado lo que varió fue el flujo volumétrico del agua para así conseguir el cambio de temperatura necesario de la sangre para así inducir la hipotermia requerida según sea el caso necesario,

Teniendo en cuenta la Tabla 1, se observó un mismo comportamiento entre el flujo volumétrico del agua y la sangre ya que a medida que se requiere enfriar más volumen de sangre, se necesita más volumen de agua, además se observa un comportamiento del flujo volumétrico del agua con respecto a la temperatura de salida de la sangre necesaria para el grado de hipotermia requerido. El flujo volumétrico de agua que se utiliza para enfriar la sangre es mayor en el caso donde se requiere una hipotermia profunda, por lo tanto, se necesita una menor temperatura y el flujo volumétrico de agua se reduce cuando es necesario una hipotermia leve.

Esto se debe a que los fluidos, aunque tienen propiedades diferentes, comparten la característica de transferir calor mediante el proceso de intercambio térmico. A mayor volumen de sangre a enfriar, mayor es la cantidad de calor que debe ser extraído, lo que exige una mayor cantidad de agua

para absorber ese calor. Aunque el agua puede absorber más calor por unidad de masa que la sangre, el volumen total de agua necesario crece porque el calor total a eliminar aumenta con el volumen de sangre a enfriar. Además, debido a que la temperatura del agua aumenta conforme absorbe calor, se necesita un volumen mayor de agua para mantener la diferencia de temperatura adecuada que permita un enfriamiento efectivo sin que el agua alcance temperaturas demasiado altas [10].

V. CONCLUSIONES

Se observó que para el realizar un control eficaz de cambios de temperatura para la sangre, la temperatura del agua puede ser constante ya que el flujo volumétrico permite realizar cambios de temperatura a la sangre, cuando el flujo volumétrico es mayor permite una absorción de calor de la sangre ya que mayor cantidad de agua pasa por el intercambiador de calor.

Para inducir una hipotermia profunda se observó que se necesita un flujo volumétrico de agua mayor, ya que se necesita una temperatura final de la sangre de 27.5 °C, mientras que para los otros tipos de hipotermia el flujo volumétrico de agua disminuye a medida que la temperatura de la sangre se acerca a 37°C.

Se determinó las condiciones de operación del intercambiador de calor para los valores de flujo volumétrico del agua a través de la ecuación de eficiencia y con el uso de Python para determinar y controlar la temperatura de la sangre en función de las hipertermias que se desea inducir.

ANEXO

```
import numpy as np

rendimiento_optimo = 0.91

# Propiedades de la sangre para condiciones fisiológicas normales
p_sangre = 1051.5 #Densidad: kg/m³
cp_sangre = 3617 #Calor específico: J/kg°C

# Valores de calor específico y densidad registrados para el agua a 29°C
cp_agua = 4.12 * 1000 # J/kg°C
p_agua = 995.96 # kg/m³

temp_in_sangre = 37 # °C
temp_out_sangre_list = [27.5, 31.5, 34] # °C

flujo_sangre_list = np.array([190, 470, 630, 880, 1000]) / 60000000 # m³/s

temp_in_agua = 22 # °C

# Inicialización de listas para almacenar las respuestas.
sol_sang=[]
sol_agua_salida=[]
sol_agua_entrada = []

# Margen de error y paso de iteración
margin = 1E-3
step = 1E-3 # mL/s

# Iteración para cada flujo volumétrico de sangre
for flujo_sangre in flujo_sangre_list:

    # Propiedades dependientes del flujo volumétrico de sangre
    flujo_masico_sangre = p_sangre * flujo_sangre # kg/s
    capacitancia_termica_sangre = cp_sangre * flujo_masico_sangre # J/°C

    # Inicialización del resultado de iteración
    temp_out_sangre_iter = 0
    print(f"Flujo de sangre: {flujo_sangre * 60000000} mL/min")

    # Iteración para cada temperatura de salida de la sangre
    for temp_out_sangre in temp_out_sangre_list:
        # Semilla de iteración
        flujo_agua = 1E-9 # m³/s

        # Determinación del margen de error
        lim_inf = temp_out_sangre - (margin)
        lim_sup = temp_out_sangre + (margin)

        # Iteración hasta caer en el rango de temperatura de salida esperado para la sangre
        while not lim_inf < temp_out_sangre_iter < lim_sup:

            # Propiedades dependientes del flujo de agua
            flujo_masico_agua = p_agua * flujo_agua # kg/s
            capacitancia_termica_agua = cp_agua * flujo_masico_agua # J/°C

            # Determinación de la capacitancia máxima y mínima
            capacitancia_minima = min(capitancia_termica_sangre, capacitancia_termica_agua)
            capacitancia_maxima = max(capitancia_termica_sangre, capacitancia_termica_agua)

            # Ecuaciones
            temp_out_sangre_iter = temp_in_sangre - (capitancia_minima / capacitancia_termica_sangre) *
            (rendimiento_optimo*(temp_in_sangre - temp_in_agua))
            temp_out_agua = (capitancia_minima/capitancia_termica_agua) *
            (rendimiento_optimo * (temp_in_sangre - temp_in_agua)) + temp_in_agua

            # Incremento de la temperatura de entrada del agua
            flujo_agua += (step) / 60000000

        # Almacenamiento de resultados
        sol_sang.append(temp_out_sangre_iter)
        sol_agua_salida.append(temp_out_agua)
        sol_agua_entrada.append(flujo_agua)

    # Visualización de resultados
    print(f"Temperatura de salida de la sangre: {sol_sang[-1]}°C")
    print(f"Temperatura de salida del agua: {sol_agua_salida[-1]}°C")
    print(f"Flujo volumétrico de agua: {sol_agua_entrada[-1] * 60000000} mL/min")
    print("\n")
```

REFERENCIAS

- [1] TRANSFERENCIA DE CALOR - Prodel, S.A. (s. f.-b). Prodel, S.A. Disponible en: <https://www.prodel.es/subareas/transferencia-de-calor/>
- [2] Admin. (2023, 30 abril). Intercambiador de calor: ¿qué es y para qué sirve? Intercambiadores de Calor Alfa Laval | T-Solucion Distribuidor Oficial. Disponible en: <https://t-solucion.com/intercambiadores-calor-que-son-sirven/>
- [3] PLEGIOX Cardioplegia Heat Exchanger Animation (Not approved for use in USA). (2017, marzo). [Video]. YouTube. Disponible en: https://www.youtube.com/watch?v=1O4wgUM_I8M
- [4] SH2017-02 PLEGIOX Cardioplegia Heat Exchanger. Health Products Regulatory Authority. (2017, Octubre). Disponible en: [v33398_fsn.pdf](https://www.fda.gov/oc/ohrt/2017-02-plegioux-cardioplegia-heat-exchanger)
- [5] PLEGIOX INTERCAMBIADOR DE CALOR DE CARDIOPLEGIA. [Online]. Disponible en: <https://slideplayer.es/slide/3464027/>
- [6] Xu, X., Rioux, T. P., & Castellani, M. P. (2022). The specific heat of the human body is lower than previously believed: The journal Temperature toolbox. *Temperature*, 10(2), 235-239. <https://doi.org/10.1080/23328940.2022.2088034>
- [7] Vitello, D. J., Ripper, R. M., Fettiplace, M. R., Weinberg, G. L., & Vitello, J. M. (2015). Blood Density Is Nearly Equal to Water Density:

A Validation Study of the Gravimetric Method of Measuring Intraoperative Blood Loss. *Journal Of Veterinary Medicine*, 2015, 1-4. <https://doi.org/10.1155/2015/152730>

- [8] N. Van Sint Jan D, A. Ferre, and C. F. J, “Generalidades de fisiología de la oxigenación extracorpórea (ECMO): entendiendo desde la comparación,” *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 35, no. 1, pp. 30–38, Jan. 2024, doi: 10.1016/j.rmclc.2023.11.004.
- [9] The Engineering ToolBox (2004). Water - Specific Heat vs. Temperature. [online] Disponible en: https://www.engineeringtoolbox.com/specific-heat-capacity-water-d_660.html
- [10] Incropera, F. P., & DeWitt, D. P. (2007). *Fundamentals of Heat and Mass Transfer* (6th ed.). John Wiley & Sons.