

# MODELIZACIÓN TERMODINÁMICA DEL CALENTAMIENTO DE SOLUCIONES INTRAVENOSAS

Adán López Rodríguez<sup>1</sup>, Kleydis Suárez V.<sup>2</sup>

Fecha de recepción: 17 de octubre de 2017  
Fecha de aceptación: 7 de diciembre de 2017

<sup>1</sup> Escuela de Biociencias. Facultad de Biociencias y Salud Pública.  
Universidad Especializada de las Américas. Panamá.

<sup>2</sup> Grupo de Biomédica, Rehabilitación y Procesamiento de Señales. Universidad Simón Bolívar,  
Sartenejas-Venezuela. [ksuarez@usb.ve](mailto:ksuarez@usb.ve) (autor de correspondencia)

## RESUMEN

La hipotermia es un estado particular de los organismos homeotérmicos en los que el cuerpo no puede garantizar sus funciones vitales debido a que la temperatura metabólica del cuerpo cae por debajo de su límite mínimo normal que en los humanos es de 35 °Celsius. Particularmente en los procedimientos quirúrgicos, existe el riesgo de inducir un estado de hipotermia en los pacientes si las soluciones intravenosas proporcionadas no tienen la temperatura adecuada. Para prevenir, la temperatura de las soluciones intravenosas se eleva utilizando dispositivos médicos como hornos o calentadores. Sin embargo, el tiempo exacto de exposición de las soluciones intravenosas en estos medios de calentamiento es desconocido e incluso, en muchos casos, es empírico. En este caso del estudio, por ejemplo, este tiempo es de aproximadamente 8 horas. El objetivo de esta investigación es obtener un modelo basado en datos experimentales para estimar el tiempo de exposición correcto requerido por las soluciones intravenosas más comúnmente usadas en cirugías, en un gabinete de calentamiento AMSCO, para evitar el estado de hipotermia durante esos procedimientos. Se adquirieron 234 datos de temperatura experimentales a diferentes tiempos de calentamiento para cada solución intravenosa analizada: 0,9% de cloruro de sodio y de dextrosa 5% con 0,33% de cloruro de sodio. El resultado fue un modelo de regresión logarítmico reproducible. Este modelo indica que el tiempo de exposición, en estos gabinetes, es de aproximadamente 5 horas. En este período, las soluciones intravenosas alcanzan temperaturas estables (39°C), adecuadas para la prevención de la hipotermia en pacientes sometidos a cirugía.

**Palabras clave:** Modelización, Termodinámica, Hipotermia, Soluciones Intravenosas, Hornos de convección

## THERMODYNAMIC MODEL OF HEATING INTRAVENOUS SOLUTIONS

### ABSTRACT

Hypothermia is a particular state in homeothermic organisms in which the body cannot ensure vital functions because its metabolic temperature falls below its normal minimum limit, which in humans is 35° Celsius. Particularly in surgical procedures, there is a carried risk of inducing a state of hypothermia in patients if the intravenous solutions provided do not have the adequate temperature. As a prevention, the intravenous solutions' temperature is raised using medical devices such as ovens or heaters. However, the exact exposure time of intravenous solutions to the heating media is unknown and even, in many cases, empirical. In this case study, for example, the time is approximately 8 hours. The aim of this research is to obtain a model based on experimental data from which to estimate the correct exposure time required by the intravenous solutions most commonly used in surgeries in an AMSCO heating cabinet, in order to avoid hypothermia during the procedures. We captured 234 experimental temperature data points at different heating times for each intravenous solution analyzed: Sodium Chloride 0.9% and Dextrose 5% with 0.33% Sodium Chloride. The result was a reproducible logarithmic regression model. This model indicates that the exposure time in these cabinets is approximately 5 hours. In this period, intravenous solutions reach stable temperatures (39°C) suitable for the prevention of hypothermia in patients undergoing surgery.

**Keywords:** Model, Thermodynamic, Hypothermia, Intravenous Solutions, Convection heater

## INTRODUCCIÓN

La temperatura corporal es uno de los parámetros fisiológicos más rigurosamente controlados en los organismos. Cuando el cuerpo pierde más calor del que puede generar se produce una condición de alto riesgo denominada “hipotermia” (Jeran, 2001). En este estado, la temperatura del cuerpo disminuye por debajo del rango mínimo normal. En humanos, la hipotermia ocurre cuando la temperatura corporal cae por debajo de los 35°Celsius. Algunas de las causas de hipotermia son: los desórdenes metabólicos o del sistema nervioso central, las toxinas, las infecciones y la sepsia (Biazzotto, 2006). La hipotermia también puede ser inducida. Ésta puede ocurrir durante el acto anestésico-quirúrgico debido a: la inhibición directa de la termorregulación por los anestésicos, la disminución del metabolismo o la pérdida de calor debido a las bajas temperaturas de ambiente en las salas quirúrgicas, aún con la utilización de calentamiento artificial del paciente (Crisóstomo-Pineda et al. 2011).

En la actualidad existen diversos dispositivos y estrategias para la prevención de la hipotermia en pacientes sometidos a una cirugía. Las estrategias para mantener el calor corporal se categorizan en activas y pasivas. Dentro de las medidas pasivas se destacan la actuación sobre la temperatura ambiente y el aislamiento pasivo (mantas). Entre las estrategias de calentamiento corporal activo están las lámparas de infrarrojo, colchonetas o mantas térmicas eléctricas o por circulación de agua, calentamiento de los fluidos administrados por vía intravenosa, calentamiento y humidificación de los gases anestésicos; calentamiento de los líquidos de irrigación de cavidades corporales y calentadores de CO<sub>2</sub> para cirugía laparoscópica, entre otros (Añorve et al., 2012).

El calentamiento de fluidos es efectivo en la prevención de la hipotermia no intencional o en la pérdida de calor, en especial en el período peri-operatorio, cuando se infunden grandes cantidades de líquidos a temperatura ambiente o cuando se administran productos sanguíneos refrigerados (Pérez Acuña et al., 2009). Si se introduce a un paciente algún fluido a una temperatura de 20°C<sup>1</sup> en una cavidad corporal, disminuye tanto la temperatura corporal central como la periférica. La literatura señala que al menos un 50% de los pacientes quirúrgicos presentan algún grado de hipotermia y, de éstos, 44% corresponde a hipotermia intra-operatoria. Así mismo, 70% de los pacientes que ingresan en la unidad de recuperación puede sufrir de una disminución de la temperatura corporal. También mencionan que la temperatura inicial de un líquido calentado a 40°C desciende hasta cerca de los 32°C si la solución permanece a temperatura ambiente

---

<sup>1</sup> Las soluciones intravenosas se conservan en ambientes refrigerados antes de su uso. Debido a que en el salón de operaciones la temperatura ambiente se debe mantener en rangos de 18-22°C, las soluciones que se encuentran en la central de abastecimiento de medicamentos también oscilan en este rango de temperatura.

durante tan solo 10 min, por lo tanto, si éste no se infunde con rapidez el paciente estará recibiendo un líquido hipotérmico que agravará su estado. Es precisamente el calentamiento de los líquidos de irrigación de cavidades corporales, como lo son las soluciones intravenosas, el tema que nos ocupa en este trabajo.

A pesar de la gran variedad de métodos y dispositivos de calentamiento de soluciones intravenosas existentes, es una realidad que no todas las instituciones hospitalarias cuentan con los últimos avances tecnológicos en el tema, en especial en el sector público. Uno de los medios de calentamiento de fluidos intravenosos más utilizado en los hospitales públicos son los hornos de convección: los envases o bolsas que contienen las soluciones intravenosas a ser suministradas al paciente durante el acto quirúrgico se precalienta en hornos especiales que se programan con valores específicos de temperatura y tiempo (Reales-Osorio et al., 2014). Estos hornos son diseñados específicamente para uso médico. Su funcionamiento se fundamenta en la transferencia del calor por efecto del gradiente de temperatura entre el área interna del horno y el contenido de las bolsas de las soluciones intravenosas (Kreith et al., 2012).

En general, existen tres modos distintos de transferencia de calor: por conducción, por radiación y por convección. Aun cuando algunos autores indican que el método de convección no cumple estrictamente con la definición de transferencia de calor, ya que su operación también depende del transporte mecánico de masa, este modo es amplio y generalmente aceptado (Kreith et al, 2012). En los hornos por convección, el aire se calienta con elementos calefactores de gas o eléctricos y con ayuda de un ventilador se hace circular este aire para homogeneizar la temperatura en el interior del horno. El espacio se calienta desde arriba hacia abajo. El aumento de la temperatura del envase ocurre gradualmente. La mayoría de estos hornos incluyen además una masa térmica.

En esta investigación, se estudia el método de calentamiento de soluciones intravenosas en cirugías pediátricas por hornos de convección. El objetivo es determinar el tiempo al que deben estar expuestas las soluciones intravenosas en los hornos de convección, para alcanzar la temperatura adecuada para su uso en pacientes sometido a una cirugía. Se espera obtener un modelo matemático-experimental del comportamiento térmico de las soluciones intravenosas analizadas, calentadas en un horno de convección, que arroje el tiempo óptimo del proceso de calentamiento.

El modelo propuesto se fundamenta en la Ley de enfriamiento de Newton. Esta ley revela que el calor transferido por unidad de tiempo o rata de cambio de la temperatura de un objeto es directamente proporcional a la diferencia entre la temperatura del objeto y el ambiente que lo rodea. Besson (2010)

proporcionó una solución analítica considerando la ley de la cuarta potencia de Stefan, donde una aproximación de la ley de enfriamiento de Newton se puede expresar como (Besson, 2010):

$$\frac{dT}{dt} = k(T_M - T), k > 0 \quad (1)$$

$$\begin{aligned} -\ln|T_M - T| &= kt + C \\ e^{\ln|T_M - T|} &= e^{-kt - C} \\ |T_M - T| &= e^{-kt - C} \\ T &= T_M + Ae^{-kt}, A = e^{-C} \end{aligned} \quad (2)$$

Donde,

$$\begin{aligned} T &= \text{temperatura del objeto} \\ T_M &= \text{Temperatura del medio} \\ t &= \text{Tiempo} \end{aligned}$$

$k$  es la constante de conducción térmica que refiere a las propiedades de transferencia molecular del material y  $C$  se determina a partir de las condiciones iniciales del sistema (resolución propia de las ecuaciones diferenciales). Se espera en este trabajo obtener un modelo experimental de estas leyes; es decir modelo aproximado al indicado en la ecuación (2) con la salvedad que se determinará el fenómeno de calentamiento y no de enfriamiento como lo refiere la Ley (Eq. 1); es decir:  $T_M > T$ .

## MATERIALES

El presente trabajo involucra el uso de información cualitativa y cuantitativa. En cuanto a la información cualitativa, se recopilaron los aspectos clínicos-técnicos relacionados con el proceso de calentamiento de fluidos en la etapa preoperatoria. Esta información fue obtenida través de entrevistas, con preguntas abiertas, y consultas a los especialistas en enfermería quirúrgica de un servicio médico de cirugía pediátrica. La información cuantitativa fue obtenida mediante experimentación con fluidos intravenosos y un horno de convección utilizados en el mismo servicio de cirugía.

Se analizan dos fluidos intravenosos, los más utilizados en cirugía pediátrica, a saber: la Dextrosa al 5% con Cloruro de Sodio al 0.33% y el Cloruro de Sodio al 0.9%.

La Dextrosa al 5% con Cloruro de Sodio al 0.33%, según el fabricante (BAXTER®), está indicada para “la restitución y/o mantenimiento de volumen circulante, en pacientes con pérdidas patológicas que requieren

de aporte calórico y electrolítico. Entre estas entidades se encuentran: hemorragia quirúrgica o traumática, deshidratación, vómito, hiperhidrosis, insuficiente ingestión de líquidos” (Finlay, 2012). La composición indicada por el envase para cada 100 ml, es la siguiente: 5g de Dextrosa monohidratada y 330mg de cloruro de sodio; pH aproximado es 4.0; mEq/L aproximado Sodio-56, Cloruro-56; mOsm/L aproximado 365. El fabricante no indica el tiempo mínimo o máximo de exposición al calor que soporta esta solución, pero hace énfasis que no debe ser almacenado a temperaturas mayores de 30°C. El Cloruro de sodio 0.9%, por su parte y según el fabricante, está indicada en caso de: “Hiponatremia, irrigación de heridas/ocular, hipocloremia”. En el envase Viaflex®<sup>2</sup> de esta solución se señala la siguiente composición, para cada 100 ml: Cloruro de Sodio 0.9 g; agua inyectable dop 100 ml; pH aproximado de 5.0. Análogamente, el fabricante indica que no debe ser almacenado a temperaturas mayores de 30°C.

El medio de calentamiento bajo estudio es un tipo de horno por convección disponible en el servicio médico, escenario del estudio, como lo es la vitrina de calentamiento AMSCO®. Esta vitrina está diseñada para subir la temperatura de sábanas, mantas, soluciones salinas estériles de irrigación y soluciones intravenosas hasta un nivel aceptable para diversas aplicaciones quirúrgicas, obstétricas, de emergencia, de cuidados intensivos y otras aplicaciones de asistencia sanitaria. En cuanto a su funcionamiento, la vitrina cuenta con un sistema de control automático que activa el calentamiento de la vitrina. El equipo cuenta con varios compartimientos. Cada compartimiento tiene elementos calefactores eléctricos y ventiladores para hacer circular el aire caliente por cada compartimiento. En la parte superior de cada compartimiento hay una sonda de aire que funciona como detector de temperatura de resistencia (RTD) y que vigila la temperatura en el interior del compartimiento para que esté garantizado que alcance y mantenga la temperatura establecida. Los controles permiten mantener una temperatura precisa en los compartimientos superiores dentro de un margen de  $\pm 1,7$  °C del punto establecido, con ajustes de temperatura entre 32 – 71 °C. En el compartimiento inferior la precisión está dentro de un margen de  $\pm 2,8$  °C del punto de ajuste, programable también en rangos de temperatura entre 32 – 71 °C. En el modelo de tamaño medio, los controles permiten mantener una temperatura precisa en el compartimiento dentro de un margen de:  $\pm 1,7$  °C del punto establecido, con un rango de temperatura entre 32 - 43 °C y de  $\pm 2,8$  °C para ajustes de temperatura entre 43 – 71 °C. Cabe señalar que las vitrinas cuentan con un modo (programado) de calentamiento de soluciones intravenosas que opera dentro del intervalo 32- 43 °C en todas las unidades. El fabricante recomienda comprobar que la

---

<sup>2</sup> Viaflex® es un material utilizado para revestimientos superficiales, modificado por un polímero de tipo elastómero. En esta sección corresponden al material de las bolsas estériles de grado médico que contienen soluciones para suministro humano. Existen con flujos de origen vegetal, versión S o Sm

temperatura de las soluciones sea la adecuada antes de utilizarla con un paciente, mediante el uso de un termómetro estéril certificado o mediante un método igualmente fiable. Deben utilizarse rotaciones FIFO (first input-first-output - primero en entrar, primero en salir) para garantizar que el contenido haya tenido suficiente tiempo para alcanzar la temperatura deseada.

## MÉTODO

La investigación se llevó a cabo en cuatro (4) fases, los cuales permitieron (i) entender el protocolo clínico de calentamiento de los fluidos intravenosos suministrados a los pacientes en los actos quirúrgicos, (ii) experimentar para obtener los datos de temperatura versus el tiempo de las soluciones intravenosas sometidas al protocolo, (iii) modelar los datos obtenidos y obtener el tiempo de calentamiento experimental y (iv) validar el tiempo de calentamiento obtenido.

En la primera fase, se entrevistaron a los especialistas encargados del calentamiento de las soluciones intravenosas en el hospital, para conocer el procedimiento y establecer las condiciones a reproducir en el experimento de la siguiente fase. Para la selección de los sujetos entrevistados se utiliza una técnica no probabilística, por conveniencia. Las preguntas fueron orientadas para conocer: la temperatura del horno cuando colocan las soluciones, los criterios para abastecer de soluciones el horno y la forma cómo distribuyen las soluciones en la vitrina.

Seguido se inicia la fase experimental, en la cual se selecciona una bolsa de cada solución intravenosa estudiada en el cuarto de abastecimiento del Hospital para someterlas al procedimiento de calentamiento, emulando las condiciones del protocolo clínico del servicio. En esta etapa se obtienen las diferentes mediciones de la temperatura de cada bolsa a lo largo del tiempo. La selección de los fluidos es de tipo aleatorio simple: de la lista de inventario de los envases de las soluciones se eligió el elemento "n" al azar: una (1) solución intravenosa de Cloruro de sodio al 0,9% y una (1) Solución de Dextrosa al 5% con Cloruro de sodio al 0,33%, marca Baxter®. Estas soluciones presentaron lotes de fabricación y fechas de vencimiento diferentes. Las bolsas de soluciones intravenosas utilizadas fueron desechadas al finalizar la experiencia.

Para medir la temperatura de las soluciones de Cloruro de sodio al 0,9% y Solución Dextrosa al 5% con Cloruro de sodio al 0,33%, se utilizó un sistema de termocuplas tipo K con lector digital marca ® Leaton, modelo L812. El rango de temperaturas del equipo está entre 200°C a 1372°C. Para la variable de tiempo se empleó un cronómetro digital Huawei (aplicación de sistema Android 6.0).

En la tercera fase, se emplearon los datos registrados de las diferentes temperaturas a lo largo del tiempo para generar un modelo logarítmico (no lineal) con la herramienta de regresión de Excel 2016 © Windows 10. El modelo se estimó con un índice de confiabilidad del 95%. Adicionalmente se determinaron los datos de estadísticas de correlación y análisis de varianza (ANOVA) del modelo obtenido. A partir de los datos experimentales obtenidos y el modelo, se determina el tiempo en el cual las soluciones alcanzan la temperatura establecida.

Por último, para validar, se recrea por segunda vez el experimento y se compara el resultado con el arrojado por el modelo de regresión: Se repite la experiencia de la segunda fase realizando solo una medición inicial y final de temperatura, programando el horno de convección con el tiempo teórico/experimental estimado, para comparar el tiempo usado por los especialistas en el protocolo clínico con el obtenido en este experimento.

## RESULTADOS

Según las entrevistas realizadas, la vitrina de calentamiento es abastecida diariamente en base a la planificación quirúrgica correspondiente al turno del especialista. De aquí que los envases con las soluciones intravenosas permanecen en la vitrina hasta un período de ocho (8) horas. Según el protocolo, la vitrina de calentamiento se precalienta a 39°C y una vez alcanzada esta temperatura se disponen los envases con las soluciones de Cloruro de sodio al 0,9% y Dextrosa al 5% con Cloruro de sodio al 0,33% dentro de los compartimientos de la vitrina, de manera que en cada repisa o compartimiento cuente con la misma cantidad de bolsas. Antes de su uso, el especialista comprueba al tacto que la temperatura de la solución es apta para ser utilizada en el paciente. El período de tiempo que transcurre entre el retiro de las soluciones de la vitrina y su administración en el paciente no es mayor a 5 minutos. De las entrevistas también se evidencia que el personal no conoce el tiempo de exposición teórico en el que dichos fluidos deben permanecer en estos medios de calentamiento.

La experiencia se realizó en el salón de operaciones del Hospital escenario de este estudio, donde se obtuvieron un total de 234 mediciones para cada solución de manera simultánea, con una duración total de 5 horas. Las figuras 1 y 2 ilustran las mediciones de temperatura realizadas siguiendo la metodología propuesta.

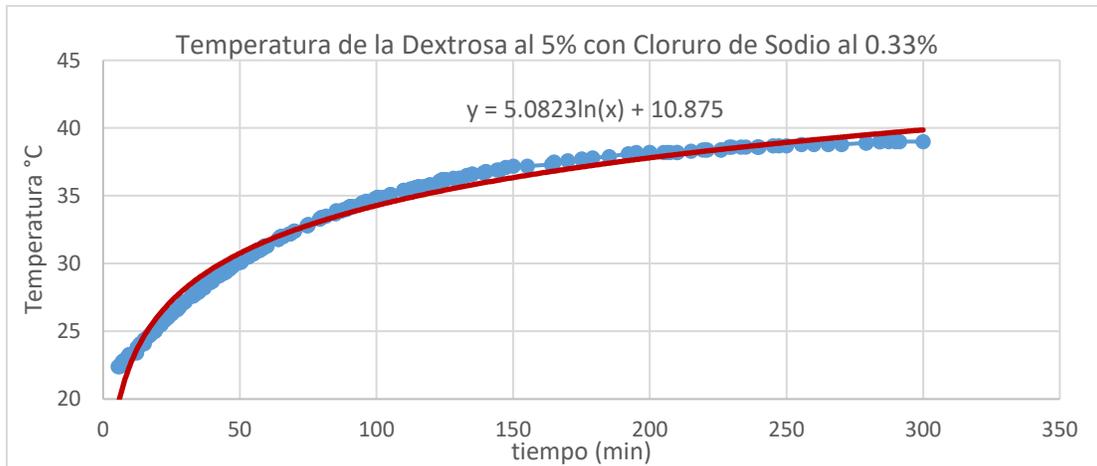


Figura 1. Temperatura de la solución Dextrosa al 5% con Cloruro de Sodio al 0.33% versus el tiempo de exposición en la Vitrina de Calentamiento por convección.

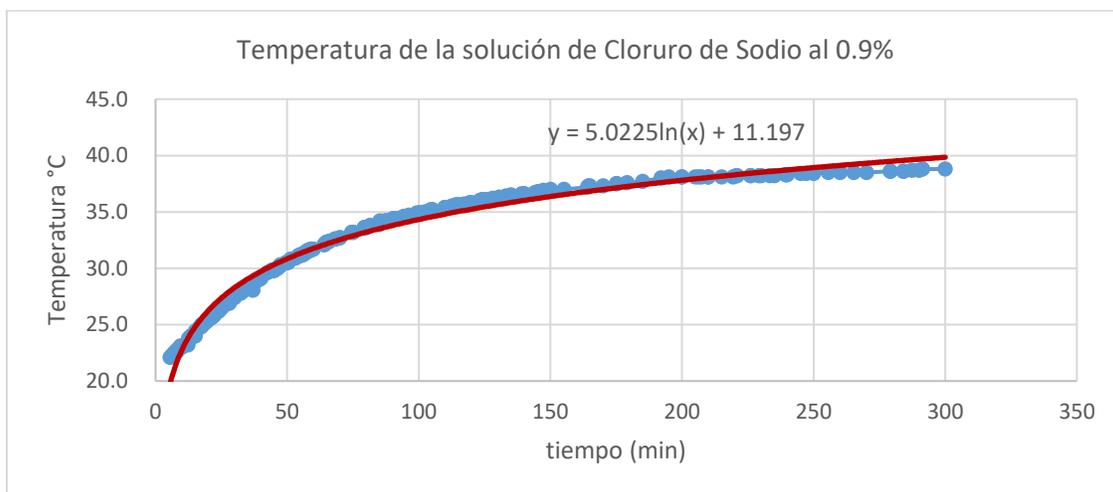


Figura 2. Temperatura de la solución Cloruro de sodio al 0.9% versus el Tiempo de exposición en la Vitrina de Calentamiento por convección.

Las curvas representadas en las figuras (1 y 2) muestran la relación entre el tiempo relativo en el cual se obtuvieron las mediciones (eje abscisas) y la temperatura medida en las soluciones (eje de coordenadas). Adicionalmente, en estas figuras se señalan las respuestas del modelo de regresión logarítmica obtenido en Excel® y que caracterizan el comportamiento termodinámico de las soluciones intravenosas analizadas (ver

ecuación 1 y 2). De esta manera, los modelos de la temperatura de los dos fluidos intravenosos analizados Dextrosa al 5% con Cloruro de sodio al 0.33% ( $T_1$ ) y de la Cloruro de Sodio al 0.9% ( $T_2$ ) son:

$$T_1 = 5.0823 \ln(t_1) + 10.875 \quad (2)$$

$$T_2 = 5.0225 \ln(t_2) + 11.197 \quad (3)$$

La tabla 1 muestra las estadísticas de los modelos de regresión estimadas para la solución de Cloruro de Sodio al 0.9% y para la solución de Dextrosa al 5% con Cloruro de sodio al 0.33%, respectivamente.

Tabla N°1. Análisis de Varianza de los modelos obtenidos para cada fluido intravenoso

	Grados de libertad	de Suma de cuadrados	de Promedio de cuadrados	de los F	Valor crítico de F
<b>Solución de Cloruro de Sodio al 0.9%</b>					
<b>Regresión</b>	1	4575.57646	4575.57646	811.4158447	1.06746E-77
<b>Residuos</b>	232	1308.24872	5.6390031		
<b>Total</b>	233	5883.82518			
<b>Solución de Dextrosa al 5% con Cloruro de Sodio al 0.33%</b>					
	Grados de libertad	Suma de cuadrados	Promedio de los cuadrados	F	Valor crítico de F
<b>Regresión</b>	1	4884.59022	4884.59022	967.538341	9.9066E-85
<b>Residuos</b>	232	1171.2455	5.048472		
<b>Total</b>	233	6055.83573			

Tabla N°2. Correlación de los modelos de regresión obtenidos para cada fluido intravenoso

Estadísticas de la regresión de	Dextrosa al 5% con Cloruro de sodio al 0.33%	Cloruro de Sodio al 0.9%
<b>Coefficiente de correlación múltiple</b>	0.89810482	0.88184657
<b>Coefficiente de determinación R<sup>2</sup></b>	0.80659226	0.77765337
<b>R<sup>2</sup> ajustado</b>	0.80575861	0.77669498
<b>Error típico</b>	2.2468805	2.37465852
<b>Observaciones</b>	234	234

Despejando la variable del tiempo se obtiene que se alcanza la temperatura esperada de 39.1°C en la solución de Dextrosa al 5% con Cloruro de sodio al 0.33% en  $t_1 = 258,16$  min.; y para la solución de Cloruro de Sodio al 0.9% en  $t_2 = 258,58$  min. Esto es:

$$t_1 = e^{\frac{T_1 - 10.875}{5.0823}} = 258,16 \text{ min}, \quad T_1 = T_2 = 39.1^\circ \text{C} \quad (4)$$

$$t_2 = e^{\frac{T_2 - 11.197}{5.0225}} = 258,68 \text{ min}$$

Los fluidos analizados son soluciones de baja concentración en un mismo soluto: agua inyectable. Esto explica que las constantes relacionadas con las propiedades de transporte molecular y las dimensiones del cuerpo (bolsas con las soluciones intravenosas), tales como el coeficiente de conducción térmica de la ecuación (2), arrojaron valores similares en ambos modelos.

Para validar el tiempo obtenido a partir de los modelos de regresión, se repitió la experiencia, programando el horno de convección a 5 horas de calentamiento (que es el tiempo experimental obtenido en la ecuación 4), con muestras distintas; es decir, con otros envases seleccionados aleatoriamente siguiendo el procedimiento anterior. Se constató que el modelo de regresión obtenido para cada solución, en cada experiencia, fue el mismo. Se comprobó que al cabo de 260 minutos las muestras alcanzaron la temperatura programada de 39.1°C.

## DISCUSIÓN

Las soluciones intravenosas de Dextrosa al 5% con Cloruro de Sodio al 0.33% y Cloruro de Sodio al 0.9% fueron sometidas a varias experiencias de calentamiento durante ocho (8) horas en una Vitrina AMSCO emulando el proceso de preparación de estos fluidos para eventos quirúrgicos. Durante el proceso, se midió la temperatura alcanzada por estos fluidos en diferentes instantes de tiempo. Los datos obtenidos permitieron obtener una curva que representa los cambios termodinámicos de estos fluidos, los cuales fueron modelados por un método de regresión logarítmica (no lineal). La ecuación obtenida en cada modelo permitió caracterizar el tiempo óptimo en la cual, estos fluidos, alcanzan la temperatura requerida para su uso en pacientes sometidos a una cirugía (39°C). Los modelos fueron obtenidos con una significancia estadística inferior a 0.0005. Los resultados indican que el tiempo óptimo en la cual se alcanza la temperatura requerida en las soluciones intravenosas en hornos de convección de tipo: Vitrina AMSCO, es de aproximadamente cinco (5) horas. Este resultado difiere del tiempo de calentamiento reportado por los especialistas de la sala operatoria en cuyo procedimiento someten las bolsas contentivas de estas soluciones, en el mismo horno, durante ocho (8) horas. La discrepancia de tres (3) horas obtenidas entre la respuesta del modelo y el protocolo actualmente utilizado sugiere que se debe revisar el tiempo programado para el calentamiento de estos fluidos no solo por el gasto energético que esto representa para la institución sino también para evitar cualquier efecto que presenten estos fluidos a la sobreexposición al calor y sus posibles consecuencias en el bienestar del paciente.

## CONFLICTO DE INTERESES

Esta investigación no ha recibido financiamiento alguno para su ejecución. Los fluidos intravenosos utilizados son marca BAXTER ® y fueron adquiridos con el financiamiento del autor principal. El medio de calentamiento de los fluidos intravenosos es una Vitrina AMSCO®, equipo que fue suministrado temporalmente por el servicio médico de la institución hospitalaria sin fines de lucro para la realización de las pruebas, del cual los autores se reservan su identificación.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores reconocen y agradecen el espíritu investigativo y colaborativo del personal del servicio de cirugía del Hospital en la cual se realizaron las experiencias, quienes participaron en la entrevista y permitieron el acceso supervisado al sitio. Para la parte experimental y la toma de mediciones, la jefatura de enfermería de la institución nos otorgó dos días domingo, en prevención de ausencia programada de cirugías y el bajo volumen de personal y pacientes en el salón de operaciones.

## REFERENCIAS

- Añorve, I., De Los Santos, F., García, M., Mikolajczuc, J., Seguí, P., Revilla, F. y Hernández, C. (2012). Estudio comparativo de tres dispositivos para prevenir la hipotermia en pacientes sometidos a cirugía plástica. *Acta Médica*, 10(1), 14-19.
- Besson, U. (2010). Cooling and warming laws: an exact analytical solution. *European Journal of Physics*, 31(5), 1107.
- Biazzotto, C. B., Brudniewski, M., Schmidt, A. P., & Auler Junior, J. O. C. (2006). Hipotermia no período perioperatório. *Revista Brasileira de Anestesiologia*, 56(1), 89-106.
- Crisóstomo-Pineda, M. M., Hernández-Pérez, A. L., Ordóñez-Espinosa, G., & Riera-Kinkel, C. (2011). La hipotermia y sus efectos durante la anestesia en niños. *Revista Mexicana de Pediatría*, 78(4), 131-138.
- Finlay, Laboratorios (2012). Portafolio de Productos: Dextrosa 5% en Solución Salina 0.33%. New Orleans: EEUU. Recuperado de: <http://www.labfinlay.com>
- Jeran, L. (2001). Patient temperature: An introduction to the clinical guideline for the prevention of unplanned perioperative hypothermia. *Journal of PeriAnesthesia Nursing*, 16(5), 303-304.

Kreith, F., Manglik, R. M., & Bohn, M. S. (2012). Principios de transferencia de calor. Cengage Learning Editores.

Reales-Osorio, R. J., Palomino-Romero, R., Ramos-Clason, E. C., Pulgarín-Díaz, J. I., & Guette-Viana, A. (2014). Prevención de hipotermia perioperatoria utilizando bolsas plásticas de polietileno, en pacientes sometidos a cirugía bajo anestesia general. *Revista Ciencias Biomédicas*, 5(1).

Pérez Acuña, C. V., Cerda Gallardo, A. I., & Munilla González, V. A. (2009). Efectos de diferentes métodos de calentamiento utilizados en el perioperatorio en el adulto. *Ciencia y enfermería*, 15(3), 69-75.