

SERVOCONTROL PROGRAMABLE DE TEMPERATURA NEONATAL

Herrera Vargas J.

Moreno Gómez G. de J.*

Dpto. Bioingeniería - Inst. Nac. Perinatología

*Área Ing. Biomédica, Dpto. Ing. Electr. - U.A.M.-U. Izt.

RESUMEN

El presente reporte constituye una recopilación sobre las condiciones ambientales idóneas para el neonato de alto riesgo, así como ventajas y desventajas de los sistemas de control térmico que se emplean normalmente a nivel clínico. En base a esto se establecen los lineamientos a seguir en la construcción de un prototipo experimental de servocontrol programable para fines de investigación.

INTRODUCCION.

Con objeto de proporcionar una mejor oportunidad de supervivencia al recién nacido de alto riesgo, es imprescindible aislarlo del medio ambiente externo, y situarlo dentro de un medio cuyas condiciones ambientales sean óptimas para su desarrollo y recuperación. La respuesta fisiológica del infante está vinculada con los parámetros físicos del medio, en consecuencia, con el funcionamiento de los sistemas artificiales que controlan dichos parámetros. El punto de partida para evaluar sistemas de este tipo, consiste en establecer --

que valores o variaciones de estos parámetros propician mejoras en el paciente, o reducen efectos adversos en mayor grado. Si restringimos nuestra discusión al control de variables térmicas, es necesario establecer el concepto de lo que se entiende por un ambiente térmico adecuado.

AMBIENTE TERMICO.

Cuando el neonato de alto riesgo (NAR) está sujeto a condiciones ambientales no controladas, su temperatura corporal tiende a descender a causa de la inmadurez de su sistema nervioso termorregulatorio. Esta pérdida de calor obedece a cuatro mecanismos físicos: conducción, convección, radiación y evaporación.

Estos cuatro mecanismos pueden ser modelados de la manera siguiente (12):

$$\dot{Q}_{\text{cond.}} = AL (T_i - T_s) / D$$

donde: $\dot{Q}_{\text{cond.}}$ = Transferencia conductiva de calor por unidad de área.

A = Área donde se realiza el flujo conductivo.

L = Conductividad térmica específica.

D = Grosor del material conductivo.

T_i = Temperatura interna.

T_s = Temperatura media de la piel.

$$\dot{Q}_{\text{convec.}} = M C_s (T_i - T_a)$$

donde: $\dot{Q}_{\text{convec.}}$ = Pérdida de calor por convección.

M = Masa del vehículo de transferencia.

C_s = Calor específico del vehículo de transferencia.

T_a = Temperatura ambiental.

$$\dot{Q}_{\text{rad.}} = H_r A_w S e (T_s^4 - T_a^4)$$

donde: $\dot{Q}_{\text{rad.}}$ = Pérdida de calor por radiación.

H_r = Constante de proporcionalidad.

A_w = Área efectiva.

S = Constante de Stefan-Boltzman.

e = Emisividad.

suponiendo que existe una variación lineal entre T_s y T_a se

puede aproximar esta última expresión por la siguiente (2,8, 14):

$$\dot{Q}_{rad.} = hr Aw (Ts - Ta)$$

donde: hr= constante de proporcionalidad.

$$\dot{Q}_{evap.} = H_2O \text{ evaporada} \times 0.58$$

Se definen los gradientes de temperatura interno -- (GTI) y externo (GTE) de la siguiente manera:

$$GTI = Ti - Ts$$

$$GTE = Ts - Ta$$

Normalmente el organismo tiende a compensar estas - pérdidas con la producción de calor a partir de su metabolismo. El calor producido por este medio puede ser considerado proporcional al volumen de oxígeno consumido (3,6):

$$\dot{Q}_m = K \dot{V}O_2$$

donde: \dot{Q}_m = Calor generado en el metabolismo.

K = Calor producido por litro de O_2 .

$\dot{V}O_2$ = Volumen minuto de consumo de oxígeno.

A reserva de considerar otros métodos de cuantificación de $\dot{V}O_2$, parece existir una correlación significativa entre éste y el GTE.

El calor almacenado en el organismo puede ser calculado de la siguiente manera (1,12):

$$\dot{Q}_a = w c (0.6 \Delta Ti + 0.4 \Delta Ts) / \Delta t$$

donde: \dot{Q}_a = Razón de calor almacenado.

w = Peso corporal.

c = Calor específico corporal.

ΔTi = Cambio de temperatura interna.

ΔTs = Cambio de temperatura media de la piel.

Δt = Intervalo de tiempo.

pierde la condición de termoneutralidad.

SISTEMAS DE SERVOCONTROL TERMICO.

La aplicación de sistemas de servocontrol de temperatura ha reducido significativamente el índice de mortalidad en el NAR. Sin embargo, su uso puede propiciar determinados efectos adversos como problemas respiratorios y pérdida insensible de agua.

Comúnmente estos sistemas sensan la temperatura de la piel como variable de control y evalúan la diferencia con la temperatura deseada. A partir de esta señal de error, el sistema debe tomar una decisión con respecto a la acción de -- los dispositivos que suministran calor al neonato, y volver a muestrear la temperatura para reiniciar el ciclo. Estas decisiones se toman en base a un algoritmo matemático denominado función de control.

La función de control más simple es la de encendido/apagado (on/off); si la temperatura del paciente es mayor -- que la de referencia los calentadores son desconectados, y si cae por debajo de esta, se activa el suministro de calor a una razón fija. Como se observa, variaciones pequeñas de temperatura pueden producir cambios muy bruscos en el suministro de calor. La frecuencia de estos cambios se reduce si consideramos una función de control de encendido/apagado con histéresis. Se ha demostrado que incubadoras servocontroladas por -- funciones de este tipo, son propicias para el desarrollo de -- problemas respiratorios principalmente apneas (11).

Una función de control más adecuada es la de tipo -- proporcional, en principio la cantidad de calor proporcionada está directamente relacionada con la magnitud del error sentido; si la temperatura es ligeramente menor que la deseada se suministra una pequeña cantidad de calor adicional, y si la -- temperatura se excede se reduce ligeramente la salida calorífica. Esto conduce a un suavizado de los ciclos de calentamiento y a una reducción considerable del riesgo de ataques apnéuticos (11,18).

El equilibrio térmico entre el infante y el medio ambiente se describen mediante la siguiente igualdad:

$$\dot{Q}_m = \dot{Q}_p + \dot{Q}_a$$

donde: \dot{Q}_p = Pérdida neta de calor.

$$\dot{Q}_p = \dot{Q}_{\text{cond.}} + \dot{Q}_{\text{convec.}} + \dot{Q}_{\text{rad.}} + \dot{Q}_{\text{evap.}}$$

Clínicamente se considera que un ambiente térmico adecuado es el que demanda la mínima producción de calor metabólico, esto se expresa de manera formal estableciendo el concepto de termoneutralidad: " Es el rango de temperatura ambiente dentro de la cual la tasa metabólica es mínima y la regulación de la temperatura no es realizada exclusivamente por un proceso físico evaporativo, estando el individuo en equilibrio térmico con el ambiente " (12).

La zona de termoneutralidad se encuentra delimitada por una temperatura crítica superior y otra inferior. La primera es la temperatura ambiente a la cual se inicia la pérdida de calor por evaporación y la segunda está dada por aquella en la que el calor metabólico es máxima dentro del equilibrio térmico. Esta se denomina también como zona de confort térmico y está acotada entre 32° y 34°C para el recién nacido (9).

En la zona termoneutral el calor almacenado es nulo y la pérdida de calor es igual a la producción de calor metabólico. Si el cuerpo pierde más calor del que puede producir, la temperatura corporal desciende. Por otro lado una fuente de calor externa al sistema, contrarresta los efectos de pérdida y eleva la temperatura del organismo.

Se asegura (12) que un infante de bajo peso se encuentra en la zona de termoneutralidad si el gradiente de temperatura externo (GTE) es menor que 1.5°C, mientras que el gradiente de temperatura interno (GTI) entre 1° y 3.5°C nos garantizan una conductividad térmica de la piel relativamente constante. Si el GTI es menor o igual que 0.68°C comienza la diaforesis activa en el infante a término, y se ---

Otra función de control que vale la pena considerar es la de tipo integral, en la que la salida es directamente proporcional a la magnitud de la señal de error integrada con respecto al tiempo; la acción de control es tanto más severa en tanto más prevalezca una señal de error durante un período dado.

Las pérdidas de calor del paciente por convección - en una incubadora, se minimiza al no estar expuesto a corrientes de aire, y lo mismo pasa con las pérdidas por radiación - si se controla la temperatura de las paredes del compartimiento. El hecho de usar una cámara cerrada facilita el control de la humedad del medio, se ha encontrado que en niños prematuros atendidos en incubadoras servocontroladas con baja humedad son propensos a sufrir caídas de temperatura central y -- apneas más severas y frecuentes, se incrementa la pérdida de calor por evaporación y eventualmente se genera un ciclo de - eventos que resulta en un decremento paradójico de la temperatura corporal cuando la de la incubadora sube. Por esta razón se recomienda una humedad relativa mínima de 70% (15,16).

Los calentadores radiantes (10) proporcionan energía de manera más intensa y veloz sin que se haya observado mayor mortalidad o incidencia de apneas por esta razón. El aislamiento del termistor presenta un papel más crítico por lo que se utilizan protectores reflejantes. La longitud de onda de la energía radiada debe estar restringida al infrarrojo lejano (arriba de 7 micrometros) para evitar lesiones en la retina y mantener un alto nivel de absorción. Neonatos atendidos bajo calentadores radiantes en condiciones de baja humedad sufren menor estabilidad térmica, menor grado de desarrollo y mayor mortalidad. Se han relacionado incrementos en la pérdida insensible de agua en niños pretérmino con el uso de calentadores radiantes. Dada la naturaleza abierta de la cuna es difícil establecer un control de humedad, por lo que es obligado una estricta vigilancia de la homeostásis hídrica. Típicamente se debe proveer al niño de una cantidad extra de agua que oscila entre 45 y 90 ml por día por kg de peso, de hecho no es conveniente el uso de calentadores radiantes para

niños de muy bajo peso por períodos prolongados. Una ventaja considerable es la accesibilidad que permite la aplicación de otros tratamientos médicos. El riesgo de infección es menor y se ha observado una mejor aceptación del niño por parte de sus padres cuando no existe una barrera física que los separe. A pesar de esto, existen cunas de calor radiante cubiertas con el objeto de reducir la pérdida de calor por convección. Por otro lado estos calentadores no requieren de motores o ventiladores por lo que su operación es silenciosa.

Existen además sistemas de control térmico basados en el principio de conducción. En general constituye un proceso lento pero no tan traumático, es silencioso y fácil de implementar.

La elección de uno u otro medio de calentamiento constituye parte esencial de la respuesta del neonato, así como también lo es el tipo de función de control y la estrategia de muestreo de temperatura corporal. Cabe señalar que un sistema de servocontrol eficaz no constituye un procedimiento médico recomendable para aplicaciones prolongadas ya que al parecer este limita la capacidad de desarrollo del sistema termorregulatorio del infante.

Hasta aquí se han descrito algunas de las características primordiales de los sistemas de servocontrol térmico, algunas observaciones pertinentes son las siguientes:

- 1) Los mecanismos de intercambio térmico del cuerpo son modelados preferentemente por relaciones empíricas.
- 2) El hecho de tratar con procedimientos médicos nos obliga a considerar todas las variables asociadas al fenómeno, por lo que es necesario una concepción acertada de las variables de control en la implementación de un sistema de interacción externa aceptable.
- 3) La evaluación del medio ambiente del neonato debe referirse al concepto de termoneutralidad ya que es el clínicamente aceptado.
- 4) No parece haber actividades de investigación relevantes dirigidas a la optimización de estos sistemas de servocontrol -

térmico.

Con relación al último punto en particular cabría cuestionar los efectos que producirían algunas variaciones sobre los sistemas ya descritos, algunas alternativas que consideramos interesantes son:

- 1) El empleo de gradientes de temperatura GTI y GTE como variables de control, en lugar de solo una temperatura absoluta.
- 2) Procesos de cuantificación más estrictos de la señal de respuesta de control en función no solo de señales de error, sino también de información auxiliar como consumo de oxígeno per dida de agua y características del paciente.
- 3) Optimización de las funciones de control ya sean modificando los parámetros propios del algoritmo, combinando dos o más funciones de diferente clase o inclusive implementando métodos no considerados.
- 4) Aplicación de sistemas mixtos de calentadores que proporcionen las ventajas de cada tipo de calentador en la medida que sea más factible.

En cualquiera de estos casos se hace necesario la construcción de sistemas de control de temperatura con fines meramente experimentales que posea todas estas capacidades.

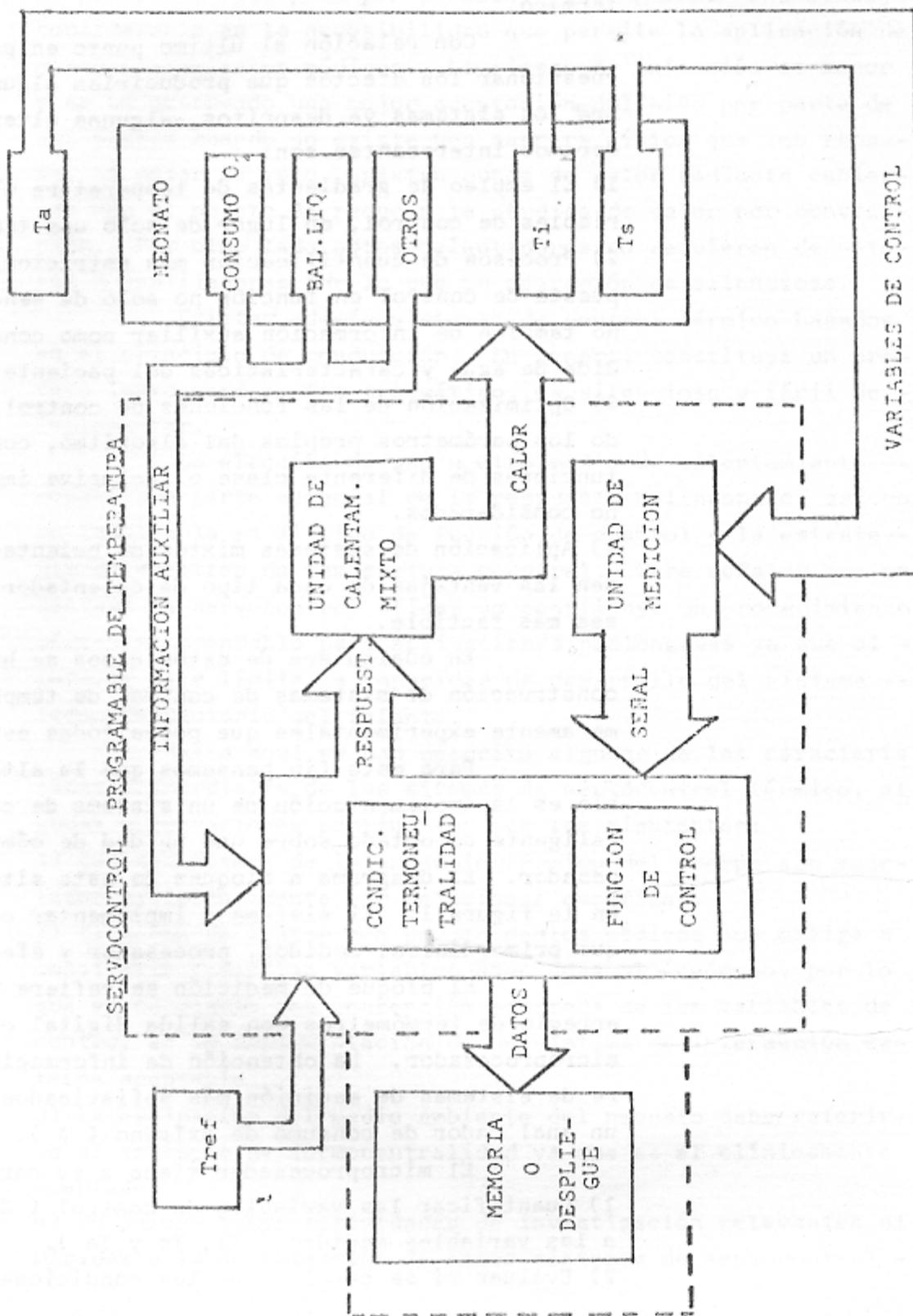
Para este fin pensamos que la alternativa más viable es la implementación de un sistema de control térmico inteligente soportado sobre una unidad de cómputo o un microprocesador. El diagrama a bloques de este sistema se representa en la figura 1. El sistema a implementar consta de tres bloques primordiales: medidor, procesador y efector.

El bloque de medición se refiere básicamente a un arreglo de termómetros con salida digital compatible para el microprocesador. La obtención de información auxiliar requiere de sistemas de medición más sofisticados, como por ejemplo un analizador de consumo de oxígeno (3).

El microprocesador tiene a su cargo varias tareas:

- 1) Cuantificar las variables de control (GTI y GTE) en base a las variables medidas (T_i , T_s y T_a).
- 2) Evaluar si se cumple o no las condiciones de termoneutrali

FIG. 1. DIAGRAMA A BLOQUES DEL SISTEMA.



dad en base a las variables de control y la información auxiliar.

3) Cuantificar la cantidad de calor que es necesario suministrar al infante para introducirlo o mantenerlo en el rango termo neutral. Para este fin se ha reportado el requerimiento de un calentador radiante de la siguiente manera (3):

$$\dot{Q}_r = \dot{Q}_{\text{evap}} + \dot{Q}_{\text{convec}} + \dot{Q}_a - \dot{Q}_m$$

donde: \dot{Q}_r es el requerimiento de calor radiante.

4) Procesar la información recibida siguiendo un programa --- previamente escrito por el operador, este programa representa el algoritmo de la función de control. Por esta razón se requiere del uso de una terminal conectada al microprocesador y la implementación de un sistema operativo específico. La terminal también provee una vía de acceso de datos.

5) Las salidas del microprocesador son básicamente las señales de control de potencia de los calentadores y la información útil sobre el desarrollo del proceso.

El sistema de calentamiento utiliza dos tipos diferentes de calentadores, se ha reportado que empleando colchones de agua como fuentes de calor conductivo se reduce significativamente la oscilación de la señal de potencia en calentadores radiantes (17).

El bloque de almacenamiento tiene por objeto capturar la información útil sobre el desarrollo del proceso de manera accesible al investigador, bien puede consistir en la memoria asociada al microprocesador y ser desplegada vía terminal.

CONCLUSIONES.

En consecuencia a las razones expuestas en esta revisión se ha implementado una interface para una cuna de calor radiante dentro del INPer. El circuito comprende tres termómetros analógicos que emplean termistores Yellow Springs Instrument Co. (YSI series 400) y puentes de Wheatstone con una óptima linearización de los sensores.

La salida de los termómetros es normalizada y multi

plexada para emplear un convertidor A/D de aproximaciones sucesivas (ADC 0809). La salida del convertidor es conectada a uno de los puertos opcionales de un " KIT MKE-280 ", los otros puertos se usan para salida de señales de control interno de la interface y señales de respuesta vía dos convertidores D/A (DAC 0801) compatibles al circuito de potencia de la cuna. El " KIT " es operado mediante una terminal (Fortune Systems) para el acceso de datos y programa.

A nivel de programación se han desarrollado algunas rutinas de control de interface y despliegue de datos. Se contempla la posibilidad de emplear un intérprete del lenguaje Basic (Cromemco modelo CB 308) para facilitar la programación de funciones de control.

REFERENCIAS.

- 1.- Adamsons K., Gandy G.M., James L.S. " The influence of thermal factors upon oxygen consumption of the newborn human infant ". J. Pediatr. 66: 495-508, 1965.
- 2.- Bahill Terry A. " Thermoregulation Systems ". BIOENGINEERING: Biomedical, Medical and Clinical Engineering. Prentice-Hall, Inc. 1981
- 3.- Baumgart S. " Partitioning of heat losses and gains in premature newborn infants under radiant warmers. Pediatrics - 75(1): 89-99, Jan 1985.
- 4.- Baumgart S. " Energía radiante y pérdida insensible de agua en el prematuro criado debajo de un calefactor con energía radiante ". Clin. de Perinat. 2: 493-503, 1983.
- 5.- Byron C.B., Arnold St., " Linearizing the thermistor: a reminder that the thermistor can be tamed ". J. of Clin. Eng. 7 (4): 301-304, Oct.-Dec. 1982
- 6.- Hey E.N., Katz G., O'Connell B. "The total thermal insulation of the newborn baby". J. Physiol. 207: 683-698, 1970.
- 7.- Jones R.W.A., Rochefort M.J., Baum J.D. " Increased insensible water loss in newborn infants nursed under radiant heaters ". Br. Med. J. 2 : 1347-1350, 1976.