

Estación de incubación para el estudio del crecimiento bacteriano en muestras biológicas

Carlos Rafael Duharte Rodríguez

correo electrónico: rafael.dr@electrica.cujae.edu.cu

Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

Artículo Original

Ibrain Ceballo Acosta

correo electrónico: ceballoacosta88@gmail.com

Centro Nacional de Electromedicina (CNE), La Habana, Cuba

Carmen B. Busoch Morlán

correo electrónico: cbusoch@electrica.cujae.edu.cu

Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

Ángel Regueiro Gómez

correo electrónico: regueiro@electrica.cujae.edu.cu

Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

Resumen

El trabajo aborda el diseño y caracterización de un prototipo de incubadora de laboratorio en apoyo a estudios de Microbiología, en particular para la investigación del crecimiento bacteriano en muestras biológicas a través de métodos ópticos (Turbidimetría) y mediciones electrométricas de bioimpedancia. Se muestran los resultados de simulación y experimentación del diseño propuesto para los canales de medición de las variables de interés: temperatura y humedad, en los cuales se obtuvo alta linealidad a partir de la adecuada selección de los sensores correspondientes y de las componentes de cada canal, los cuales fueron controlados con ayuda de un microcontrolador AT89C51 (ATMEL) con adecuadas prestaciones para este tipo de aplicación.

Palabras claves: microbiología, crecimiento bacteriano, incubadora para laboratorio

Recibido: 29 de septiembre de 2014

Aprobado: 5 de junio de 2015

INTRODUCCIÓN

A través de la evolución de las especies en el planeta, se puede apreciar la interacción armónica de la flora y la fauna. Los seres vivos, y en particular el hombre, se ven afectados por diversos microorganismos, principalmente bacterias, hongos, levaduras, etc., que en muchas ocasiones suelen ser patógenos, de ahí la importancia de su detección e identificación con el fin de aplicar un rápido y certero tratamiento clínico. En este sentido el estudio del crecimiento de los microorganismos patógenos (*Escherichia coli*, *Salmonella*, etc.) suele ser de interés clínico para minimizar los daños que ocasionan en el

hombre [1], y este tipo de estudio acostumbra a realizarse en los laboratorios clínicos a partir del control de un grupo de variables que posibilitan y/o afectan el desarrollo microbiano (figura 1), como suelen ser la temperatura, la humedad, la presión, entre otros.

La medición de la temperatura y la humedad es una de las acciones más comunes en aplicaciones tanto industriales como de laboratorio clínico-biológico, pues estas variables modulan el desarrollo de muchos procesos, entre ellos los relacionados con el crecimiento bacteriano en diferentes hábitats [2-4].

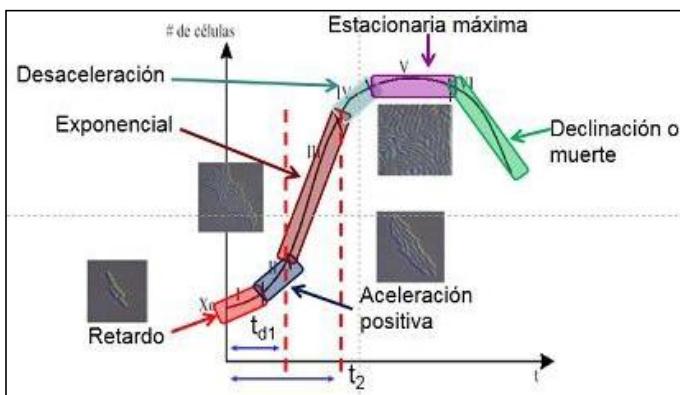


Fig. 1. Fases del crecimiento de microorganismos (bacterias)

Existen diversos sistemas comerciales a costos relativamente elevados, cuya finalidad es permitir una correcta medición de dichas variables, y donde cada uno posee características que dependen de su principio de funcionamiento físico-químico, por lo que de la selección de las componentes (sensores, amplificadores, etc.) y del diseño desarrollado, dependerá en gran medida el éxito a alcanzar durante la investigación experimental con estos sistemas.

A nivel de laboratorio, durante el estudio del crecimiento microbiano en muestras biológicas, se hace imprescindible disponer de una estación de incubación, de modo que sea posible controlar la temperatura y la humedad para lograr una adecuada caracterización de las diferentes fases de desarrollo de los microorganismos, en especial de los patógenos, de forma que se pueda apoyar el desarrollo de nuevos métodos de detección rápida, no solo aplicables a muestras biológicas industriales (alimentos, materias primas, etc.) sino a muestras clínicas (orina, sangre, etc.).

MATERIALES Y MÉTODOS

La figura 2 muestra de forma general el diagrama básico de un sistema para la medición y control de las variables temperatura y humedad, para el estudio del crecimiento bacteriano en muestras biológicas en una estación de incubación de laboratorio, a partir de varios elementos de circuitos bajo el control de un microcontrolador. Se aprecia que existe una etapa de sensado (adquisición y transducción de variables) con varios canales conectados a una etapa de multiplexación que asegura un error constante en el sistema que solo dependerá del acondicionamiento primario entre los diferentes transductores; una etapa de acondicionamiento que asegura la adecuación de niveles en las señales adquiridas (ganancia, impedancia, CMRR, etc.), una etapa de filtrado de la señal (minimiza interferencias y ruido), una unidad de procesamiento basada en el empleo de un microcontrolador, el cual sincroniza y controla las acciones del sistema de medición y además, controla el encendido-apagado de un calefactor (ej.: bombillo empleado como fuente térmica) que permite la regulación de la temperatura en el interior de la incubadora, y un

visualizador LCD (*Display*) para visualizar los valores medidos de las variables. También este microcontrolador maneja teclas o botones de comandos para encender o apagar el circuito; así como proceder a la verificación inicial del sistema.

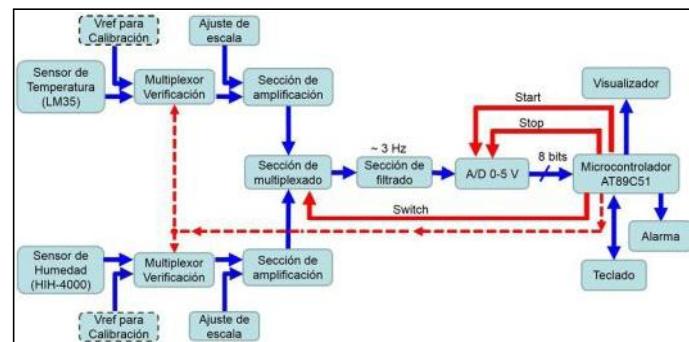


Fig. 2. Diagrama general del sistema para la medición de temperatura y humedad en una incubadora bacteriológica de laboratorio

Selección de los transductores

En general los sensores son dispositivos en los que varía algún parámetro físico-químico y/o biológico con los cambios de una determinada variable de interés, por ejemplo, la temperatura, humedad, presión, etc., permitiendo ofrecer el cambio de otra variable cuantificable, por ejemplo, resistencia eléctrica.

• Sensor de temperatura

Según la aplicación de esta investigación (medición y caracterización del crecimiento de microorganismos patógenos en cultivos biológicos) es necesario controlar la temperatura en los canales de turbidimetría y de conductividad eléctrica, además de considerar la linealidad del sensor, su tiempo de respuesta y su sensibilidad, ya que la variación mínima a detectar será típicamente de $\pm 1^{\circ}\text{C}$. Los sensores de temperatura se pueden dividir en dos grupos de acuerdo con la naturaleza de los materiales que se utilizan para su construcción: metales y semiconductores. La tabla 1 muestra una breve comparación entre diferentes tipos de sensores de temperatura.

Tabla 1.
Comparación entre los distintos tipos de sensores [5-6].

Sensor	RTD	Termistor	Diodo	Termopar	Integrado LM35
Intervalo nominal ($^{\circ}\text{C}$)	-150 a 300	-150 a 1500	-20 a 50	-15 a 115	-55 a 150
Costo	Medio (4 USD)	Medio (2.5 USD)	Bajo	Bajo	Medio (5 USD)
Características Notables	Buena estabilidad en el tiempo.	Muy sensible	Bajo costo. Necesita circuito de polarización.	Requiere referencia de temperatura.	Fácil conexión a sistemas de toma de datos.
Linealidad	Alta	Necesita circuito de compensación de linealidad.	Necesita circuito de compensación de linealidad.	Necesita circuito de compensación de linealidad.	Muy alta
Sensibilidad	Buena	Buena	Buena (2 mV/ $^{\circ}\text{C}$)	Baja (10 $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$)	Buena (10 mV/ $^{\circ}\text{C}$)
Tiempo de respuesta	Lento	Muy Rápido	Rápido	Rápido	Rápido

A partir de sus buenas prestaciones y su fácil conexión a sistemas electrónicos, se utilizará un sensor semiconductor integrado: LM35, que es un sensor de precisión en grados celcius ($10 \text{ mV}^{\circ}\text{C}$), y que permite desarrollar las mediciones de las muestras biológicas en el laboratorio en un intervalo óptimo de medición entre 30 y 50°C con una resolución de 1°C ; el cual es el intervalo de temperatura óptima de crecimiento de las principales bacterias patógenas de interés industrial y clínica como es el caso de la *Escherichia coli* y la *Salmonella*. En este intervalo de trabajo se puede obtener una alta linealidad del sensor seleccionado, variando su tensión de salida desde 300 mV hasta 500 mV [7].

• Sensor de humedad

En el mercado internacional existe una amplia gama de sensores de humedad, los cuales suelen ser clasificados de acuerdo con sus principios físico-químicos constructivos. En esta clasificación general se encuentran los sensores mecánicos (aprovechan los cambios geométricos en las dimensiones que sufren ciertos tipos de materiales en presencia de la humedad), los sensores por conductividad (generalmente de elevado costo y mayor resolución a temperaturas superiores a los 90°C), los sensores basados en el empleo de sales higroscópicas (deducen el valor de la humedad en el ambiente a partir de una molécula cristalina que tiene mucha afinidad con la absorción de agua), los sensores capacitivos (son quizás los más difundidos en la industria y en el área de meteorología) son de fácil producción, bajo costo y alta fidelidad, basados en la detección del cambio que sufre la capacidad de un condensador al variar la constante dieléctrica del mismo con la variación de humedad) y los sensores resistivos (se basan en el cambio de su valor de resistencia a partir de la variación de algún parámetro físico asociado a su geometría que responde a cambios de humedad en el entorno) [8-9].

En el proceso de selección del transductor se consideró principalmente el costo, la disponibilidad en el mercado y su linealidad. La figura 3 muestra las principales características del sensor seleccionado.



Fig. 3. Sensor HIH 4000 – 001 (Honeywell) [10]

El empleo de este sensor de humedad relativa resulta muy conveniente en aplicaciones con microcontroladores pues sus características de baja impedancia de salida y tensión de salida lineal entre 0-5 V ($\pm 0.5\%$ de HR), permiten una adecuada conexión (Encapsulado SIP de 3 terminales) usando el mínimo de etapas intermedias de

acondicionamiento. Este sensor es resistente también a vibraciones, impactos, altas temperaturas y humedad; así como a descargas electromagnéticas dentro de ciertos límites de potencia, siendo resistentes a vapores contaminantes, solventes orgánicos, cloro, amoniaco, y no son afectados por la condensación del agua.

Etapa de acondicionamiento

Con frecuencia, la señal procedente del sensor tiene características que la hacen poco adecuada para ser procesada: señal de bajo nivel, amplio espectro de frecuencia, pobre linealidad, etc., por lo que se hace necesario una etapa de acondicionamiento de la señal. Este acondicionamiento consiste en realizar alguna de las siguientes operaciones básicas:

- Amplificación: incrementar el nivel de potencia de la señal.
- Filtrado: eliminar las componentes de la señal no deseadas.
- Linealización: obtener una señal de salida que varíe linealmente con la variable que se desea medir.

Esta etapa también es la encargada de adaptar la señal proveniente del sensor a la entrada del convertidor analógico/digital, y se encarga de:

- Adaptar el intervalo de salida del transductor al margen dinámico de entrada del convertidor (normalmente en modo tensión).
- Acoplar la impedancia de salida de una etapa con la impedancia de entrada de la siguiente [11].

Amplificación de la señal

Cuando se diseña la etapa de entrada que debe aportar la amplificación para señales débiles procedentes de un sensor, se debe prestar especial atención a la selección de todos sus componentes para tratar de minimizar el ruido interno, ya que su magnitud podría llegar a ser comparable con el nivel de la señal medida [12].

Para conseguir la mayor resolución y linealidad posible, las señales de entrada deben ser amplificadas de modo que su máximo nivel coincida con la máxima tensión que el convertidor pueda leer (margen dinámico de entrada del conversor A/D: 0 a 5 V).

En el caso de esta aplicación, se ajusta el 0 V de entrada del conversor analógico-digital a una tensión de entrada del amplificador de 300 mV correspondiente a 30°C para el canal de temperatura, y de unos 1473 mV para la humedad correspondiente a 48 % HR. Para esto se dispone de una entrada diferencial (amplificador diferencial), en la cual se colocan las tensiones referidas, de modo que se logra una tensión nula resultante (0 V) a la entrada del conversor A/D, modificando las correspondientes escalas de medición.

Filtrado de la señal

Cualquier circuito electrónico posee un determinado comportamiento en frecuencias que puede introducir

modificaciones en el espectro de la señal de entrada, produciendo distorsión armónica. En muchas ocasiones, este hecho resulta no deseable, por lo que se emplean técnicas de filtrado que permiten reducir el ancho de banda al necesario para el procesamiento de la señal de interés, pues así se logra una mayor atenuación de las señales parásitas o indeseables que se acoplan por diversas vías al circuito electrónico.

Como las variables de interés en la aplicación (temperatura y humedad) presentan una baja razón de cambio en el tiempo, los circuitos empleados para sus mediciones operan prácticamente en continua, y por ello se ha diseñado un filtro, cuyo objetivo fundamental es minimizar ruidos e interferencias acopladas (red industrial de 60 Hz y sus armónicos, transitorios de altas frecuencias, etc.). Sus especificaciones son: filtro activo, paso bajo, segundo orden, estructura Sallen-Key, ganancia unitaria, aproximación de Butterworth, frecuencia de corte 3 Hz y con una atenuación de 40 dB por década, dando una respuesta máximamente plana en la banda de paso. Este filtro analógico es colocado posterior a la etapa de amplificación, de forma tal que antecede al convertidor analógico/digital previo al microcontrolador, minimizando las interferencias y el ruido siempre presente en cualquier sistema de medición.

Conversión de datos

El convertidor analógico-digital (ADC) codifica una señal analógica de entrada en una salida digital de un número de bits predeterminado. La salida digital puede ser serie (comenzando por el bit más significativo MSB o viceversa) o paralelo. En casi todas las aplicaciones se prefiere la operación paralela para una mayor velocidad y eficiencia al manipular los datos, aunque suele aumentar el costo debido al cableado en la conexión.

Atendiendo a lo antes mencionado se seleccionó el convertidor analógico-digital ADC0808 de Texas Instruments de aproximaciones sucesivas, el cual posee las siguientes características: un error máximo de $\pm 0,75$ LSB, una resolución de 8 bits, un tiempo de conversión de 100 μ s para una señal de reloj de 640 kHz, pudiéndose variar hasta 10 kHz para conversiones de variables lentas, conexión simple con microcontroladores (operación paralela), tensión de alimentación unipolar (0 a 5 V), etc. [13].

Unidad de procesamiento

Está basada principalmente en el empleo de un microcontrolador AT89C51 (ATMEL) [14] que tiene por función controlar los procesos que se realizan, atendiendo a las funciones necesarias que debe cumplir el módulo de la incubadora. El microcontrolador seleccionado es de bajo consumo (CMOS) con resolución de 8 bits y 4 kbytes de memoria EPROM (Flash Programmable and Erasable Read Only Memory), y es compatible con el repertorio de instrucciones y la disposición de terminales del estándar de la familia MCS-51. La figura 4 muestra un diagrama con las funciones básicas que atiende el microcontrolador seleccionado.

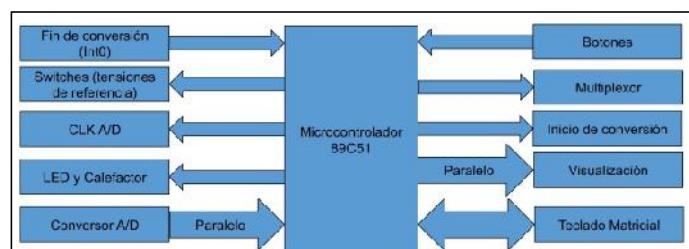


Fig. 4. Funciones del control de las entradas y salidas del microcontrolador

En el Puerto 0 se usaron las líneas P0.0 para la verificación del canal a través de tensiones preestablecidas, P0.2 se usó para ofrecer una alarma lumínica (encendido de un LED) en caso de que la memoria del microcontrolador tuviera errores, los terminales del P0.3 al P0.7 se utilizaron para atención a un teclado matricial. Las líneas del Puerto 1 del microcontrolador se emplearon para conectar el conversor A/D 0808 con el procesador. Al Puerto 2 se conectaron las entradas del visualizador LCD para el envío de la información.

En el Puerto 3, el terminal P3.1 se empleó para encender y apagar el calefactor. El fin de conversión del convertidor A/D fue conectado al terminal de interrupción externa P3.2, y para la manipulación de los bits de control del visualizador LCD se utilizaron los terminales P0.1, P3.3 y P3.5. El terminal P3.4 se empleó para la generación de la señal de reloj del convertidor y el terminal P3.6 se emplea en el control del inicio de conversión. El terminal P3.7 fue empleado para manejar el multiplexor de cambio de lectura del canal de adquisición de humedad y temperatura. Además, en la aplicación desarrollada se utiliza un cristal de cuarzo (12 MHz) para el oscilador interno y el RESET con el encendido de la fuente.

Módulo de visualización

Con vistas a la visualización de la información del sistema se seleccionó la pantalla gráfica LM044L (Hitachi), cuyas dimensiones y resolución (4 líneas de 20 caracteres) están acordes con el volumen de información a mostrar en la interfaz diseñada durante las mediciones [15].

Calefactor

Para regular la temperatura se utilizó como calefactor un bombillo incandescente de 10 W (12 VCD), el cual se maneja a través del microcontrolador imponiendo una tensión de salida, que permite que un transistor bipolar de potencia, trabaje entre conducción y corte, encendiéndo y apagando la fuente calefactora, lográndose la irradiación de calor durante el tiempo de conexión deseado.

Aseguramiento de programas

Con la finalidad de garantizar el adecuado funcionamiento del sistema, se ha implementado un programa principal con funciones definidas y varias rutinas de IT (interrupción) asociadas a las funciones básicas de adquisición de los datos (control de conversión en el canal de medición y temporización de eventos). El programa desarrollado consta básicamente de dos secciones: etapa

de verificación-calibración y sección de medición de variables (temperatura y humedad). Primero se inicializan las variables, registros de trabajo y los contadores (temporizadores), y se configuran las interrupciones del microcontrolador (figura 5).

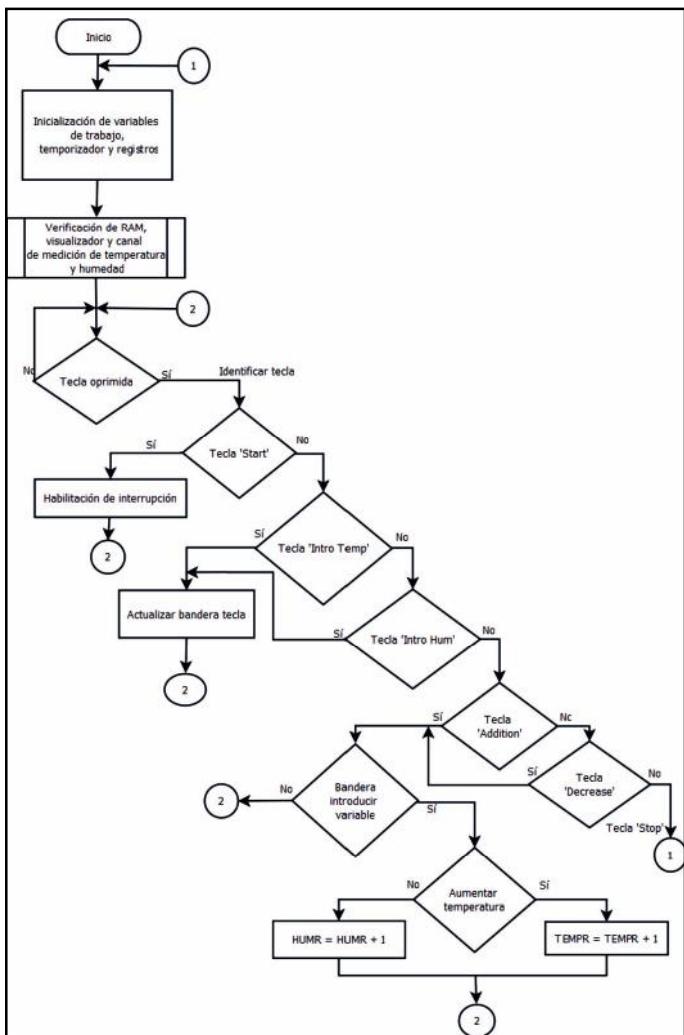


Fig. 5. Diagrama de flujo de la aplicación desarrollada

A continuación se da paso a la verificación de los diferentes bloques del sistema. Se inicia la comprobación de la memoria RAM interna del microcontrolador con la ejecución del algoritmo de doble escritura/lectura de localizaciones (datos de verificación: AAh y 55h). Si la verificación es satisfactoria (se lee lo mismo que se escribe en doble pasada), se da una alarma lumínica para indicar el éxito de la operación (se apaga el LED indicador, el cual va a estar encendido durante toda la verificación del sistema).

Posteriormente se comienza la verificación-calibración del canal, leyendo las tensiones de referencias suministradas en la entrada de los canales asociados a temperatura y humedad respectivamente con ayuda del accionamiento del multiplexor mediante el terminal P3.7 del microcontrolador. Después se da el inicio de conversión y se configura el visualizador LCD para mostrar los valores

leídos. Luego se compara la temperatura y la humedad de referencia (almacenada en memoria), con la temperatura y humedad leída respectivamente, y si la comprobación es correcta, se muestra un mensaje de 'Verificación OK' (figura 6a), sino se muestra un mensaje de 'Error de Verificación', lo cual le indica al usuario que el sistema necesita un ajuste técnico por personal especializado en el mantenimiento del mismo.

Para introducir las variables de referencias a la que se quieren trabajar, se accionan las teclas 'INTRO TEMP' si es temperatura e 'INTRO HUM' si es la humedad, y en dependencia del valor que se quiera regular, se incrementa o disminuye la variable seleccionada oprimiendo las teclas 'ADDITION' o 'DECREASE' respectivamente.

Si se oprime la tecla 'START' se habilita la interrupción del Timer 0 que se encarga de manejar el inicio de conversión del ADC0808, el cual se da cada un segundo guardando y actualizando la variable medida alternando entre los dos canales (temperatura y humedad) y además, genera una señal de reloj (10 kHz) para el trabajo sincrónico del conversor. La interrupción externa INT0 atiende la solicitud de fin de conversión desde el conversor, la cual se configura por frente de caída. En este servicio de interrupción se llama a la rutina que convierte de BINARIO a BCD para poder escribir adecuadamente el valor en el visualizador LCD, y se transfiere la información por el puerto correspondiente hacia el LCD (figura 6b). Si la tecla oprimida es 'STOP', entonces se reinicia (*reset*) el programa (software), comenzándose nuevamente por la verificación del sistema.



Fig. 6. Visualización en el LCD de los resultados
a) Representación de verificación exitosa del sistema
b) Visualización de resultados medidos (a la izquierda se muestra la referencia y a la derecha el valor real de la medición).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A nivel de laboratorio se desarrolló el montaje físico para la verificación de las características de linealidad de los canales desarrollados. Para el canal de temperatura (figura 7), se hizo la validación linealidad midiéndose a diferentes temperaturas conocidas a través del control de la tensión de alimentación a un bombillo empleado como fuente de calor, el cual estuvo colocado en el interior de una caja hermetizada, comprobándose estas temperaturas con un termómetro de mercurio (termómetro calibrado) empleado como referencia.

Para esta verificación se hicieron varias mediciones, las cuales se promediaron obteniéndose la curva de linealidad como se muestra en la figura 8, donde se aprecia un error máximo de no linealidad de ganancia de 0.25°C.



Fig. 7. Montaje experimental para la verificación de la linealidad del sensor (LM35)

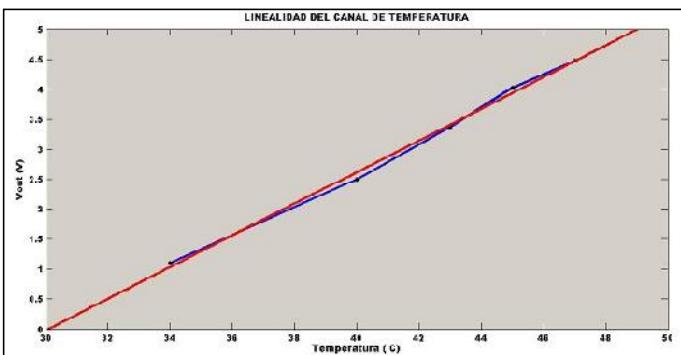


Fig. 8. Respuesta de linealidad del canal de temperatura con LM35 (línea azul: resultado experimental obtenido, línea roja: resultado ajustado por interpolación lineal)

Para la calibración y comprobación experimental de las características del sensor de humedad, se creó un ambiente controlado (elevado grado de hermeticidad) que permitió variar la humedad a partir de una fuente generadora de vapor, y tomar mediciones para diferentes humedades relativas (figura 9).



Fig. 9. Montaje experimental para evaluación del sensor de humedad

A partir de las condiciones experimentales creadas se procedió a desarrollar un protocolo de experimentación donde:

1. Se midió la humedad relativa a temperatura ambiente en el recipiente de medición (campana de cristal) tomándose la lectura de los instrumentos (termohigrómetros) y del sensor de humedad bajo prueba.

2. Se aplicó calor en la hornilla para lograr la ebullición del contenido de agua en el interior de la cazuela o recipiente (olla).

3. Se esperó por el inicio de la adecuada transferencia del vapor de agua a través de las mangueras de conexión hacia la campana de medición.

4. Se realizan 8 mediciones tomándose las lecturas de los instrumentos cada 10 min. (flujo ascendente).

5. Al finalizar el experimento, se deja escapar el vapor acumulado en la campana de cristal, y se limpian los recipientes, así como mangueras para realizar un nuevo proceso de medición.

Para mejorar el análisis de los resultados se repitió el experimento en tres ocasiones con el mismo protocolo experimental. La figura 10 muestra la representación en Matlab de los resultados experimentales obtenidos, donde se puede observar una buena respuesta lineal del sensor de humedad con una sensibilidad real obtenida de 31 mV/%HR, similar a la propuesta ofrecida por el fabricante [10], con un error máximo de no linealidad de ganancia de 0,8%HR.

Concluyendo, las diferencias entre los canales radican básicamente en las secciones involucradas en el preacondicionamiento de las señales de temperatura y humedad obtenidas desde los respectivos transductores, pues el sistema propuesto dispone para ambos canales de una misma sección de filtrado y de conversión (figura 2). Los errores de offset obtenidos se compensan durante la ejecución del programa en el microprocesador, y además, el procedimiento digital de ajuste permite compensar cualquier deriva del sensor de temperatura debido a cambios de humedad en la incubadora.

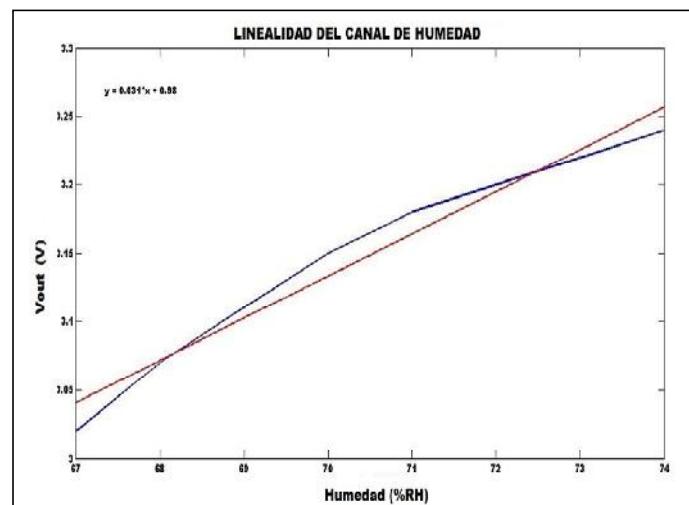


Fig. 10. Caracterización de la linealidad del canal de humedad con HIH 4000-001 (color azul: resultados experimentales; color rojo: curva ajustada por interpolación lineal)

Resultados de la etapa de filtrado

La figura 11 muestra la respuesta de frecuencia del filtro en el canal de medición, apreciándose que la frecuencia de corte es aproximadamente de 3,66 Hz, lo cual cumple con la propuesta deseada en el diseño.

Desde el punto de vista experimental se aprecia una leve desviación de la frecuencia de corte debido fundamentalmente a las limitaciones de la medición en bajas frecuencias (1-3 Hz) y a los errores debido a las tolerancias de las resistencias y los capacitores empleados (5 % y 20 % respectivamente).



Fig. 11. Respuesta del filtro. (Gráfico superior: resultados de simulación (Proteus 7.6), Gráfico inferior: resultados experimentales (Matlab 2010))

Diseño mecánico del sistema

La figura 12 muestra el desarrollo del diseño mecánico del sistema de incubación para apoyar el trabajo investigativo a nivel de laboratorio, donde se aprecian las diferentes secciones que componen la unidad: chasis de aluminio, cubierta aislante, portamuestra, etc.

En el diseño mecánico se ha considerado el grosor del metal de modo que se permita minimizar la penetración de campo electromagnético con este tipo de blindaje simple.

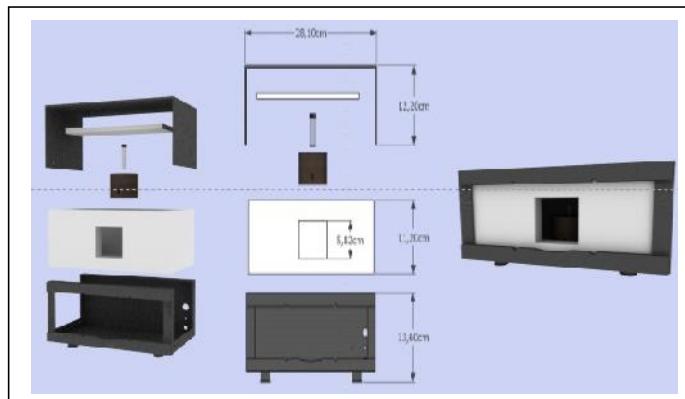


Fig. 12. Diferentes vistas del diseño mecánico del prototipo de incubadora de laboratorio

CONCLUSIONES

El sistema propuesto para el control de las variables temperatura y humedad para una incubadora microbiológica de laboratorio, permite apoyar el estudio e investigación de las diferentes fases de crecimiento de microorganismos patógenos a un costo razonable. El diseño propuesto muestra adecuadas características de linealidad y ancho de banda, que garantizan un adecuado

desempeño del sistema durante la caracterización del crecimiento bacteriano en las muestras biológicas bajo estudio.

La propuesta desarrollada permite un ahorro en el proceso de investigación al disponerse de una herramienta para el control de las variables temperatura y humedad, las cuales pueden limitar el desarrollo de experimentos en los estudios del crecimiento de bacterias patógenas en muestras biológicas tanto clínicas (orina, sangre, etc.) como industriales (leche, derivados, etc.).

El empleo de un microcontrolador en la unidad de control del sistema, permite introducir nuevas prestaciones a partir de cambios en el programa de trabajo, lo cual minimiza el tiempo de la puesta a punto ante nuevos requerimientos del diseño durante el desarrollo de la investigación.

REFERENCIAS

1. RAMÍREZ-FRÓMETA, N. et al, "Espectroscopía de impedancia electroquímica, herramienta eficaz para el Diagnóstico Rápido Microbiológico", *Biotecnología Aplicada*, CNIC, 2010, vol 26, núm. 1, pp. 65-71, Cuba. ISSN: 1027-2852.
2. RIVERÓN-RODRÍGUEZ, E. et al. "Estación de trabajo para el estudio de la cinética de crecimiento de Escherichia coli mediante el método de turbidez", *Rev. CENIC Ciencias Biológicas*. Cuba. 2012. vol. 43, núm. 2. Disponible en web: www.redalyc.org/pdf/1812/181223782002.pdf. [consultada julio 2014]. ISSN: 0253-5688.
3. SALMAN, ADIL, M. A; HAMAD IMAN, M. "Enumeration and identification of Coliform bacteria from raw milk in Khartoum State, Sudan, *Journal of Cell and Animal Biology*, vol. 5(7), pp. 121-128, July 2011. ISSN 1996-0867, Disponible en web: <http://www.academicjournals.org/JCAB>. [consultada julio 2014].
4. RUIZ, A. K. et al. "Prevalencia de mastitis bovina subclínica y microorganismos asociados: comparación entre ordeño manual y mecánico en Pernambuco, Brasil". *Rev. Salud Animal*. 2011, vol. 33, núm. 1, pp. 57-64. ISSN: 0253-570X.
5. TOGAWA, T. et al. "Biomedical Transducers and Instrumentation". Chapter 5, USA, CRC-Press, 2007, pp. 221-260. ISBN-13: 978-1420090789.
6. GROSSI, M. et al. "An embedded portable biosensor system for bacterial concentration detection". *Biosensors and Bioelectronics*, ELSIERVER. 2010, vol 26, pp. 983-990 ISSN: 0956-5663.
7. National Semiconductors, "LM35 Precision Centigrade Temperature Sensor". D. tasheet. 1999, USA, pp.1-13, web: <http://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/8866/NSC/LM35.html>. [consultada julio 2014].
8. WILSON, J. "Sensor Technology Handbook". Ch.12. Ed. NewNes. UK, 2005, pp. 271-284. ISBN: 9780750677295.
9. ROVETI, D. K. *Choosing a Humidity Sensor: A Review of Three Technologies*. 2001. Disponible en web: <http://www.sensorsmag.com/sensors/humidity-moisture/choosing-a-humidity-sensor-a-review-three-technologies-840> [consultada julio 2014].

10. Honeywell. "HIH-4000 Series Datasheet", *Datasheet*, Disponible en web: <http://www.astro.uni-wuerzburg.de/wikineu/images/9/9a/HumiditySensorSpecifications.pdf>. [consultada julio 2014].
11. NORTHRUP R. B. *Analysis and application of analog electronic circuits to Biomedical Instrumentation*, CRC Press, USA: CRS-Press, 2004. ISBN 978-1-4398-6669-6.
12. PRUTCHI, D.; MORRIS, M. *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*. USA: Ed. Wiley-Interscience, 2005, pp. 205-249. ISBN-13: 978-0471676232.
13. Texas Instruments. "Datasheet ADC0808M CMOS Analog-to-Digital converter with 8 channel multiplexer". *Datasheet USA*, 1998. Disponible en web: <http://html.alldatasheet.es/html-pdf/155397/TI/ADC0808/24/1/ADC0808.html> [consultado julio 2014].
14. ATMEL. "8 bit Microcontroller AT89C51", *Datasheet*, 2000. Disponible en web: <http://www.atmel.com/images/doc0265.pdf> [consultada julio 2014].
15. LUMEX. *LCD General Information*. Canada, pp. 261-274, 2004. Disponible en web: <https://www.embeddedarm.com/documentation/third-party/lcd-led-manual.pdf> [consultado julio 2014].

AUTORES

Carlos Rafael Duharte Rodríguez

Ingeniero Biomédico, Instructor, Centro de Estudio de Bioingeniería (CEBIO), Facultad de Ingeniería Eléctrica, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

Ibrain Ceballos Acosta

Ingeniero Biomédico, Centro Nacional de Electromedicina (CNE), Ministerio de Salud Pública, La Habana, Cuba

Carmen Busocho Morlán

Ingeniera en Control Automático, Máster en Automática, Profesora Auxiliar, Departamento de Automática y Computación, Facultad de Ingeniería Eléctrica, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

Ángel Regueiro Gómez

Ingeniero Electrónico, Doctor Ingeniero Electrónico, Profesor Titular, Departamento de Bioingeniería (CEBIO). Facultad de Ingeniería Eléctrica, Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, Cujae, La Habana, Cuba

Incubation Station for the Bacterial Growth Study in Biological Samples

Abstract

This work shows the designing and characterization of a prototype of laboratory incubator as support of Microbiology research, in particular for the research of the bacterial growth in biological samples through optic methods (Turbidimetry) and electrometric measurements of bioimpedance. It shows the results of simulation and experimentation of the design proposed for the canals of measurement of the variables: temperature and humidity, with a high linearity from the adequate selection of the corresponding sensors and the analogue components of every canal, controlled with help of a microcontroller AT89C51 (ATMEL) with adequate benefits for this type of application.

Key words: microbiology, bacterial growth, incubation station